



**UNIVERSIDAD DE CHILE  
FACULTAD DE ODONTOLÓGIA  
DEPARTAMENTO DE PRÓTESIS  
DEPARTAMENTO DE PATOLOGIA Y MEDICINA ORAL**

**UNIDADES HOUNSFIELD EN TOMOGRAFÍA COMPUTARIZADA,  
TORQUE QUIRÚRGICO DE INSERCIÓN Y FRECUENCIA DE  
RESONANCIA COMO PREDICTORES DE INDICACIÓN DE CARGA  
PROTÉSICA INMEDIATA EN IMPLANTES UNITARIOS.**

**Adscrito a Proyecto Bridge, Biomet 3i**

**Erwin Alfredo Rodríguez Basulto**

**TRABAJO DE INVESTIGACIÓN  
REQUISITO PARA OPTAR AL TÍTULO DE  
CIRUJANO-DENTISTA**

**TUTOR PRINCIPAL  
Dr. Juan Carlos Carvajal H.**

**TUTORES ASOCIADOS  
Dr. Jorge Bianchi G.  
Dra. María Angélica Torres V.**

**Santiago - Chile  
2014**

## AGRADECIMIENTOS

A Dios, por darme la oportunidad de estudiar esta hermosa carrera, y de sustentarme en el camino. A mis padres, Erwin y Gloria, por todos estos años de comprensión, apoyo y amor, que sin ellos esto no sería posible. A mis abuelos Sara, Rocha, Guido y Teresa, por ser un puntal y guiarme en mis decisiones. A mis tutores; Dr. Carvajal, Dr. Bianchi y en especial a la Dra. Torres, les doy las gracias por la disposición, confianza y ayuda brindada para lograr esta tesis. A mis amigos de Universidad, por todos los momentos inolvidables, tristes y alegres, todos los atesoraré en el corazón con mucho orgullo. Sin ser mezquino, a todos los que hasta de la forma más mínima me prestaron ayuda.

Gracias a ustedes he logrado mi sueño.

## RESUMEN

**Introducción:** Las Unidades Hounsfield (HU) son una medida para la evaluación previa a la colocación de implantes, pero hasta la fecha no existen estudios que establezcan un límite mínimo de estas unidades, frente al cual se pueden cargar los implantes de forma inmediata y no existen modelos de predicción que asocien las HU al Torque de Inserción y a la Frecuencia de Resonancia.

**Objetivo:** Establecer la correlación entre la densidad ósea local a partir del TC (medidas en HU), el torque de inserción, y los valores de estabilidad primaria del implante, como predictores de carga inmediata en implantes unitarios.

**Materiales y Métodos:** A partir de los Cone Beam pre-quirúrgicos, se obtuvieron las mediciones de las Unidades Hounsfield, Torque de inserción y frecuencia de resonancia, de los implantes cargados inmediatamente que fueron colocados en pacientes que participaron en el Proyecto Bridge, Biomet 3i. Se calcularon promedios y desviación estándar de las variables. Se establecieron las diferencias entre los implantes cargados inmediatamente y los con carga diferida. Se determinó además las características de la distribución de los datos usando el test Shapiro-Wilk. Y en función de la distribución se realizó una Regresión Logística Múltiple, para determinar el grado de asociación de las variables, buscando un modelo que explique la carga inmediata de manera significativa.

**Resultados:** Se encontraron diferencias significativas en los valores de Unidades Hounsfield, Frecuencia de Resonancia y Torques Quirúrgicos de Inserción respecto al tipo de carga de los implantes. Se realizaron modelos predictivos encontrándose que el Torque quirúrgico y las Unidades Hounsfield son los que mejor explican los modelos pero estos son de baja confiabilidad.

**Conclusiones:** La medición de la densidad ósea expresada en Unidades Hounsfield, Torque quirúrgico de Inserción, Frecuencia de Resonancia presentan diferencias significativas en relación a la carga protésica inmediata de los implantes y utilizadas en conjunto proporcionan un modelo predictivo bajo, para la decisión clínica de Carga Protésica Inmediata de implantes unitarios.

## ÍNDICE DE CONTENIDO

<b>AGRADECIMIENTOS</b> .....	<b>I</b>
<b>RESUMEN</b> .....	<b>II</b>
<b>ÍNDICE DE CONTENIDO</b> .....	<b>III</b>
<b>ÍNDICE DE TABLAS</b> .....	<b>V</b>
<b>ÍNDICE DE FIGURAS</b> .....	<b>VI</b>
<b>LISTA DE ABREVIACIONES</b> .....	<b>VII</b>
<b>INTRODUCCIÓN</b> .....	<b>1</b>
<b>MARCO TEÓRICO</b> .....	<b>6</b>
CARGA INMEDIATA en implantología .....	6
Tomografía Axial Computarizada.....	8
<i>TOMOGRAFÍA COMPUTARIZADA CONE-BEAM</i> .....	11
UNIDADES HOUNSFIELD .....	14
ESTABILIDAD PRIMARIA en implantología.....	18
<i>CALIDAD ÓSEA en la estabilidad primaria del implante</i> .....	18
<i>FRECUENCIA DE RESONANCIA en la estabilidad primaria del implante (FR)</i> .....	20
<i>TORQUE QUIRÚRGICO DE INSERCIÓN (TqCm) y estabilidad primaria</i> .....	22
<i>CORRELACIÓN ENTRE ESTABILIDAD PRIMARIA, HU, ISQ, TqCm</i> .....	22
<b>HIPÓTESIS Y OBJETIVOS</b> .....	<b>24</b>
Hipótesis .....	24
Objetivo general.....	24
Objetivos específicos .....	24
<b>MATERIALES Y MÉTODOS</b> .....	<b>25</b>
Tipo de estudio .....	25
Selección de la muestra .....	25
<i>Criterios de inclusión</i> .....	26
<i>Criterios de exclusión</i> .....	26

	IV
Obtención de los datos .....	27
Determinación las Unidades Hounsfield (HU) .....	29
Análisis de los datos .....	31
<b>RESULTADOS.....</b>	<b>32</b>
CARACTERÍSTICAS GENERALES DE LA MUESTRA .....	32
Característica de la Densidad ósea medida en Unidades Hounsfield (HU) .....	34
Características de los torques Quirúrgicos de inserción de implantes de la muestra .....	38
Características de las frecuencias de resonancia de LOS implantes DE LA MUESTRA .....	42
Modelo de regresión logística Múltiple para la carga inmediata de manera significativa de densidad ósea (en HU), Torque de inserción (en Ncm) y Frecuencia de Resonancia (en ISQ).....	46
<b>DISCUSIÓN .....</b>	<b>48</b>
<b>CONCLUSIONES.....</b>	<b>54</b>
<b>REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....</b>	<b>55</b>
<b>Anexos.....</b>	<b>68</b>
CARTAS DE INSCRIPCIÓN DEL PROYECTO EN LA FACULTAD. ....	68
CARTA DE ACEPTACIÓN DEL CEC .....	69

## ÍNDICE DE TABLAS

Tabla 1. Distribución de normalidad de las mediciones con test de Shapiro-wilk. .32	.32
Tabla 2. Distribución de características generales de 128 implantes colocados en 58 pacientes con carga inmediata y diferida.....33	33
Tabla 3. Análisis comparativo de promedios y desviaciones estándar de HU según tipo de carga y sexo.....34	34
Tabla 4. Análisis comparativo de promedio y desviaciones estándar de HU según tipo de carga y edad. ....35	35
Tabla 5. Análisis comparativo de promedios y desviación estándar de HU según tipo de carga y tipo de implante. ....36	36
Tabla 6. Análisis comparativo de promedios y desviaciones estándar de HU según tipo de carga y sitio de implante. ....37	37
Tabla 7. Análisis comparativo de promedios y desviación estándar de TqCm según tipo de carga y sexo.....38	38
Tabla 8. Análisis comparativo de promedios y desviación estándar de TqCm según tipo de carga y edad. ....39	39
Tabla 9. Análisis comparativo de promedios y desviaciones estándar de TqCm según tipo de carga y tipo de implante. ....40	40
Tabla 10. Análisis comparativo de promedios y desviaciones estándar de TqCm según tipo de carga y sitio del implante.....41	41
Tabla 11. Análisis comparativo de promedios y desviaciones estándar de ISQ según tipo de carga y sexo. ....42	42
Tabla 12. Análisis comparativo de promedio y desviaciones estándar de ISQ según tipo de carga y edad.....43	43
Tabla 13. Análisis comparativo de promedios y desviaciones estándar de ISQ según tipo de carga y tipo de implante. ....44	44
Tabla 14. Análisis comparativo de promedios y desviaciones estándar de ISQ según tipo de carga y sitio del implante.....45	45

## ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1: TC en un cuerpo que contiene hueso y tumor .....	10
Figura 2. Diferentes órganos en HU. ....	17
Figura 3. Escala de grises. ....	17
Figura 4 : Sistema de clasificación para la determinación de la calidad ósea según Lekholm y Zarb .....	19
Figura 5 A: Resonador de frecuencia Osstell™ mentor; B: Smartpeg™, Elemento de Apoyo; C: Toma de la medición del Osstell™ en 2 distintos ángulos. ....	28
Figura 6: A) Toma de las HU del eje mayor del implante; B): trazado de línea perpendicular al eje mayor del implante; C: Toma de HU a 4mm de la línea perpendicular al eje mayor del implante; D): Toma de HU entre el tercio medio y tercio apical del implante. ....	30

**LISTA DE ABREVIACIONES**

<b>Abreviación</b>	<b>Significado</b>	<b>Página</b>
TqCm	Torque quirúrgico de inserción	.....3
FR	Frecuencia de resonancia	.....3
TC	Tomografía axial computarizada	.....3
HU	Unidades Hounsfield	.....3
TCCB	Tomografía compurarizada Cone- Beam	.....3
ISQ	Coeficiente de estabilidad del implante	.....21
DS	Desviación estándar	.....34

## INTRODUCCIÓN

Los implantes oseointegrables han sido utilizados para soportar una prótesis dental (Brånemark y cols., 1985) y su uso en rehabilitación oral se ha ido masificando a medida que resultados positivos en diversos tratamientos han sido reportados. (Geertman y cols., 1999; Visser y cols., 2002; Stellingsma y cols., 2005; Comfort y cols., 2005, Turkyilmaz, 2006). El resultado exitoso de cualquier procedimiento de implante dental responde a una serie de parámetros dependientes del paciente y del procedimiento, incluyendo condiciones de salud general, biocompatibilidad del material del implante, las características macroscópicas y/o microscópicas del implante, de la técnica quirúrgica, de la calidad y cantidad de hueso local. (Beer y cols., 2003).

La cantidad y la calidad del hueso son dos factores que condicionan el tipo de procedimiento quirúrgico y la selección implantaria. Ambos factores contribuyen al éxito del tratamiento e influyen en la estabilidad inicial del implante. (Ekfeldt y cols., 2001; Shapurian y cols., 2006; Turkyilmaz y cols., 2007; Oliveira y cols., 2008; Aksoy y cols., 2009).

La oseointegración fue establecida como una nueva era para la implantología oral, permitiendo la utilización de implantes dentales en la rehabilitación de los maxilares edéntulos, con una gran predictibilidad y un elevado índice de éxito. (Huang y cols., 2005; Henry y cols., 2000; Schnitman y cols., 1997; Balshi y Wolfinger, 1997; Chiapasco y Gatti, 2003; Becker y cols., 2003).

A partir de las experiencias del protocolo clásico de dos tiempos clínicos, investigadores, clínicos y empresas tecnológicas han buscado nuevas formas de tratar a los pacientes, para acortar y simplificar los procedimientos rutinarios del tratamiento con implantes. Quizás el más trascendente de los cambios en implantología oseointegrada se refiere a la modificación de uno de los principios que parecían inamovibles cuando se sentaron las bases de la oseointegración, "los implantes deben permanecer sumergidos (4 a 6 meses) debajo de las

mucosas y liberados de todo tipo de carga, hasta completar su oseointegración”. Hoy en día, gracias a los avances tecnológicos y la profundización de los conocimientos en los procesos de reparación ósea a partir de la biología molecular, aplicados específicamente al fenómeno de la oseointegración, la implantología se desarrolla bajo un nuevo prisma, que es el de la Carga Funcional Inmediata de los Implantes, con una base científica indiscutible. (Atieh y cols., 2010; Esposito y cols., 2010; Grutter y cols., 2009, Chung y cols., 2011).

El criterio de carga inmediata, como el de carga temprana de los implantes, surge a partir de serios trabajos de investigación sobre el conocimiento de los procesos de reparación ósea, de los nuevos tratamientos de superficie de los implantes (Hall y Lausmaa, 2000), así como de los cambios en el diseño de los mismos, los que buscan una mayor estabilidad inicial al conseguir un mayor porcentaje de tejido óseo en contacto con la superficie del implante. Los tratamientos en la superficie del titanio, producen porosidades de distintas características, formas y medidas, que tienen como objetivos lograr en el menor tiempo posible, una mayor cantidad y una mejor calidad de hueso en contacto con la superficie del implante, con una mayor tasa de mineralización, para así poder acortar los períodos de reparación ósea. El concepto de carga inmediata puede proporcionar todas las ventajas del abordaje quirúrgico en una sola etapa, en la que el paciente puede llevar una restauración provisional en la mayoría de los casos durante la reparación inicial del hueso; esta posibilidad de tratamiento aumenta la comodidad, optimiza los factores psicológicos, la función y la estabilidad durante el período de oseointegración.

La estabilidad inicial de un implante, depende directamente de la trabazón mecánica entre la superficie del implante y el hueso que lo rodea en su lecho quirúrgico, teniendo la densidad ósea, un rol trascendental. (Trisi y cols., 2011)

La estabilidad inicial de un implante puede ser predecida subjetivamente por la percepción del cirujano, acerca de la resistencia ósea durante el procedimiento de fresado óseo, pero también puede ser evaluada objetivamente,

mediante el Torque de Inserción (TqCm) y el análisis de la Frecuencia de Resonancia (FR), durante y después de la colocación del implante (Salimov y cols., 2013). No obstante, técnicas de predicción exactas durante la fase diagnóstica son necesarias para estimar la estabilidad del implante, antes de la cirugía.

A comienzos de los años 70 Godfrey Hounsfield introdujo la Tomografía Computada Médica (TC) con fines diagnósticos. (Hounsfield, 1973) . A partir de los años 80 y 90 se masificó el uso de la tomografía computada en el territorio maxilofacial y área odontológica y ya a comienzos de los años 90, se utilizó masivamente en la evaluación del remanente alveolar con indicación de implantes oseointegrables.

En los últimos años el concepto inicial de la evaluación del recurso óseo vía tomografía computada ha variado producto de la necesidad protésica requerida por los clínicos. Schwarz y cols., introdujeron el uso del de Tomografía Computarizada (TC) como técnica imagenológica que proporciona información de volumen como método más objetivo de evaluación cuantitativa preoperatoria de densidad ósea, para los pacientes que requieren tratamiento con implantes, más tarde el uso de TC se ha masificado notablemente alcanzando una popularidad creciente durante los últimos años (Turkyilmaz y cols., 2006; 2007; 2009; Farre-Pages y cols., 2011). Una serie de estudios han demostrado una relación entre densidad ósea medida en la TC y estabilidad primaria. (Turkyilmaz y cols., 2007; 2009; Çehreli y cols., 2009).

El medio de funcionamiento de los TC es en base a la medición de la atenuación de los rayos x al pasar por el objeto a observar, este grado de atenuación es transformado en lo que se conoce como Unidades Hounsfield (HU).

Hace aproximadamente 25 años se introdujo una nueva técnica de tomografía computarizada, el Cone beam (Haz cónico) (TCCB) el cual se ha convertido en una herramienta de diagnóstico valiosa para la planificación del implante en la etapa pre-quirúrgica (Angelopoulos y Aghaloo, 2011), muy utilizada

por los odontólogos, ya que entrega imágenes del estructuras duras de la zona de la cabeza y el cuello, aportando además las ventajas de tener una alta resolución, menores dosis de radiación, equipamiento más compacto y costos menores comparados con el TC convencional (Isoda y cols., 2012, Parsa y cols., 2012). Además, algunos autores han reportados el uso de valores de intensidad del TCCB como medida para evaluar densidad ósea. (Aranyarachkul y cols., 2005; Naitoh y cols., 2009; Isoda y cols., 2012).

Cabe señalar que los valores de grises arrojados por los TC y los TCCB son obtenidos de manera distinta. Ambas tecnologías básicamente son una medición de la atenuación del haz de rayos-x y proporciona una valoración del grado de mineralización de un sitio óseo bajo análisis. (Valiyaparambil y cols., 2012). Además, los valores de grises obtenidos por la TCCB no son HU verdaderas, sino más bien tonos de gris que se aplican y que a través de un software, se interpretan clínicamente.

Todo esto hay que tenerlo en cuenta, ya que algunos fabricantes de TCCB y vendedores de software muestran la medición de los valores de grises como HU, pero es importante enfatizar que estas medidas no son una representación precisa de las verdaderas HU (Valiyaparambil y cols., 2012). No obstante en la relación entre distintos software y las mediciones de los valores de grises, no se encontraron diferencias significativas, es más, fue encontrada una alta exactitud geométrica para mediciones lineales, por lo que la altura ósea, ancho y proximidad a las estructuras anatómicas relevantes y normales, pueden ser medidas exactamente. (Naitoh y cols., 2004)

Está ampliamente investigado sobre la correlación entre estabilidad primaria y los diferentes sistemas en el mercado que permiten cuantificarla, como lo son el Ostell y el Torque quirúrgico de inserción, Periotest, etc., pero no está clara la relación con las HU. Salimov y cols., en el 2013, relataron que es posible predecir la estabilidad inicial del implante y la posibilidad de cargarlo inmediatamente a partir de la medición de la HU en un TCCB, pero hasta ahora

son sólo aproximaciones en donde no existe un límite mínimo en relación a las HU, para con el cual, de forma preoperatoria, se pueda entregar una expectativa certera al paciente, que se podrá cargar inmediatamente el implante.

El objetivo de este trabajo fue buscar un modelo predictor para la carga Inmediata de implantes unitarios en base a los Torque quirúrgico de inserción, Frecuencia de resonancia y Unidades Hounsfield haciendo especial énfasis en analizar la influencia de esta última en el modelo.

Antes de presentar los resultados se expondrán en un marco teórico los tópicos de carga inmediata, Tomografía axial computarizada, Cone-Beam, Unidades Hounsfield, Calidad ósea, Frecuencia de Resonancia y Torque Quirúrgico de Inserción.

Finalmente se discutirán los datos obtenidos comparándolos con otros estudios desarrollados en distintas partes del mundo.

## MARCO TEÓRICO

### CARGA INMEDIATA EN IMPLANTOLOGIA

Los primeros protocolos de rehabilitación de implantes, hablaban de procedimientos en dos etapas quirúrgicas, la primera corresponde al proceso de colocación del implante propiamente tal, quedando el implante sumergido en la mucosa, a la espera de la segunda etapa, el cual consiste en la colocación del pilar de cicatrización o del pilar protésico. Este protocolo presenta una serie de prerrequisitos, tales como que el implante debe quedar avellanado bajo la cresta ósea, además la mantención y obtención de tejido blando que recubra el implante, así como también de un ambiente libre de carga, durante 3 a 6 meses. Las razones de estos prerrequisitos son que al quedar sumergido el implante, este se encuentra menos susceptible a la infección por los patógenos de la cavidad oral al encontrarse avellanado bajo la cresta ósea, además se trata de impedir que el epitelio oral migre apicalmente a lo largo del cuerpo del implante y también para que no se produzcan cargas durante el periodo de oseointegración.

Debido al avance de los diferentes tratamientos de superficie del implante, progresivamente se ha ido disminuyendo los tiempos de carga convencional, respondiendo a la necesidad de que los resultados sean más rápidos, para de esta forma devolver estética y función en un corto periodo de tiempo. Estudios demostraron que la raíz del implante se oseointegraba incluso cuando el implante traspasaba la mucosa y estaba expuesto al medio bucal (Gotfredsen y Hjorting-Hansen, 1990; Schroder y cols., 1983; Buser y cols., 1991). Se establecieron nuevos protocolos ahora no en dos etapas, sino en solo una. Este protocolo, indica que el implante no debe quedar sumergido eliminándose el segundo paso que consistía en conectar los implantes, ahorrándose tiempo y obteniendo una mucosa más madura, y que ya se adaptó a la forma de los implantes.

El protocolo de carga inmediata incluye al protocolo de una etapa, y además se agrega la provisionalización del implante o la colocación de la restauración definitiva. La carga inmediata a la luz de la evidencia clínica y científica disponible, es una modalidad terapéutica predecible, con altas tasas de éxito y sobrevida para los implantes y las prótesis. Su utilización como protocolo quirúrgico protésico de elección estará condicionado a la evaluación cuidadosa de ciertas consideraciones que deben ser conocidas durante la etapa de planificación de tratamiento, para así ofrecer de la manera más eficaz, una modalidad terapéutica que acorte efectivamente los tiempos de la rehabilitación y a la vez, brinde un mayor confort físico, mental y social (Balshi & Wolfinger, 2003; Parel, 2001; Parr y cols., 1993; Brånemark y cols., 1999; van Steenberghe y cols., 2002).

La carga inmediata es una modalidad protésica que se sustenta en la comprensión de las respuestas tisulares de los tejidos duros y blandos, referidas a procesos reparativos y cicatrizales, cuando los implantes son sometidos a una carga oclusal directa. Los principios fundamentales que condicionan dichas respuestas tisulares, a fin de contribuir al éxito de la oseointegración son **la estabilidad primaria de los implantes**, determinada por la densidad ósea del lecho donde se aloja; **la técnica quirúrgica a utilizar** y **el diseño del implante** (Leighton y Carvajal, 2013).

La literatura científica entrega diferentes clasificaciones en relación a la carga de los implantes, una de ellas es la realizada por Misch en 2004, en función del tiempo de la provisionalización o colocación de la restauración definitiva y de si se les aplica contacto oclusal o no, funcionalidad. La clasificación es la siguiente:

- a) Carga oclusal inmediata: en donde se carga dentro de las primeras dos semanas luego de la inserción del implante.
- b) Carga oclusal temprana: en la cual se coloca el provisional o la prótesis definitiva dentro de las 2 semanas a los 3 meses después de colocado el implante.
- c) Carga oclusal Diferida: se procede a cargar el implante después de 3

meses de colocado el implante.

- d) Carga oclusal Diferida o Tardía en dos etapas: en donde el tejido blando cubre el implante después de la inserción de este en el hueso. En una segunda etapa quirúrgica luego de 3 meses, se expone el implante a la cavidad oral, después de lo cual se carga el implante.
- e) Carga oclusal tardía en una etapa: el implante es posicionada levemente sobre el tejido blando durante la colocación del implante. El implante es restaurado con carga oclusal después de más de 3 meses.
- f) Restauración inmediata no funcional: la restauración, en un paciente parcialmente desdentado, es colocada dentro de las 2 primeras semanas de la inserción del implante, sin carga oclusal directa.
- g) Restauración temprana no funcional: describe la restauración del implante colocada en un paciente parcialmente desdentado entre las 2 semanas y 3 meses después de la inserción del implante.

## **TOMOGRAFÍA AXIAL COMPUTARIZADA**

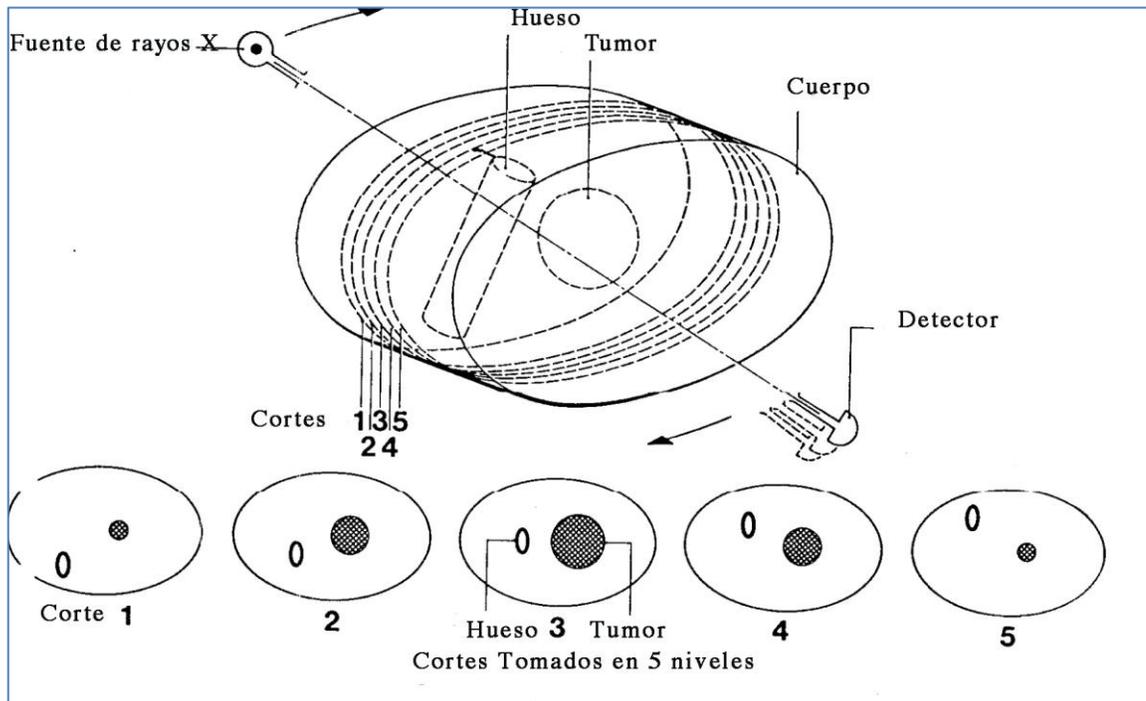
Las técnicas de rayos X han sido desarrolladas a través de mismas líneas, y por mucho tiempo se desaprovechó la gran cantidad de información que se podían obtener a través de estas, ya que en las radiografías convencionales se plasmaba información en una placa de dos dimensiones de un cuerpo que se conforma de manera tridimensional, superponiéndose objetos. Debido a que los rayos x tienen dosis máximas que pueden ser utilizadas en una sola persona, la utilización de estos debe ser de forma eficiente obteniendo la mayor cantidad de información a partir de estos (Hounsfield, 1973).

La TC proporciona una manera de observar el cuerpo humano, y es un equivalente a radiografías de cortes transversales de un cuerpo en vivo. Siendo una herramienta muy útil en estos últimos años en la medicina. El TC responde a

la necesidad de obtener una imagen tridimensional del cuerpo humano, enfocada y sin ninguna imagen superpuesta que pueda causar confusión. Proporciona una serie de valores de densidad para un corte concreto del paciente, que es preciso estudiar teniendo en cuenta la anatomía transversal regional.

El objetivo del sistema es producir una serie de imágenes como se muestra en la Figura 1, mediante un haz colimado de rayos X tan fino como un lápiz, el cual atraviesa el cuerpo en el plano axial seleccionado a medida que el tubo de rayos X describe un arco continuo alrededor del paciente, la radiación es confinada sólo a ese corte, por lo que la información derivada desde el objeto dentro del corte no se encuentra afectada por las variaciones de los objetos en cada lado del corte. Alineados cuidadosamente y situados justo en sentido opuesto al tubo de rayos X, se encuentran los detectores electrónicos especiales, que son cientos de veces más sensibles que la película radiográfica habitual de rayos X. Estos detectores convierten el haz que sale por el otro lado del corte corporal en impulsos eléctricos amplificados, cuya intensidad depende de la cantidad del haz residual de rayos x que no ha sido absorbido por los tejidos intermedios. Por consiguiente, si el haz ha atravesado principalmente áreas densas del cuerpo (como el hueso), emergerán menos rayos X que si atraviesa principalmente tejido de baja densidad (como el pulmón).

El tubo de rayos X y los detectores se encuentran alojados en la estructura de soporte en forma de anillo a través de la cual pasa el paciente durante la exploración. La estructura puede inclinarse para obtener cortes en ángulo con respecto al eje longitudinal del paciente.



**Figura 1: TC en un cuerpo que contiene hueso y tumor**

Se puede obtener el grado de reabsorción de rayos x que presenta el objeto o material, con la siguiente ecuación:

$$\text{Absorción} = \text{Log} \frac{\text{Intensidad de la fuente de rayos X}}{\text{Intensidad de rayos x en el detector}}$$

Si el cuerpo es dividido en una serie de pequeños cubos que tengan un valor de absorción medible, entonces la suma de los valores de absorción de los cubos que están contenidos dentro del haz de rayos x, será equivalente a la absorción total de la trayectoria del haz.

En cuanto es recibida la información por los detectores, ella es transmitida a un computador que calcula la absorción de rayos X de cada vóxel del mosaico. La disposición gráfica de los valores de la absorción configura la imagen de la TC final. El valor de absorción se expresa en Unidades Hounsfield.

El número de atenuación obtenido así para cada vóxel en el corte de la matriz del mosaico se convierte en un punto sobre la pantalla del monitor de televisión, cuyo brillo depende de la densidad de ese volumen elemental y por consiguiente refleja su estructura anatómica. Los tejidos más densos aparecen blancos; los tejidos menos densos aparecen más oscuros, y el aire aparece negro (Novellin, 2000).

### ***TOMOGRAFÍA COMPUTARIZADA CONE-BEAM***

Las Tomografía computarizada Cone-Beam (TCCB), se basa en una fuente de haz cónico de rayos x que rota alrededor del objeto de interés entregando información de volumen, usando un recolector digital plano, como detector. La técnica implica una rotación de 360° grados en la cual la fuente de rayos x, recíprocamente con el área del detector, sincrónicamente se mueven alrededor de la cabeza del paciente, la cual está estabilizada con un sujetador de cabezas.

A ciertos intervalos de grados, proyecciones de imágenes individuales, conocidas como imágenes bases, son tomadas. Estas son similares a las radiografías cefalométricas laterales, cada una ligeramente desplazada entre si. Esta serie de imágenes de proyecciones bases, es referida a los datos de proyección.

Los programas de software incorporan sofisticados algoritmos para generar información volumétrica en 3D la cual permite la visualización de estructuras del complejo maxilofacial. El alcance de las aplicaciones clínicas para la TCCB es vasto y comúnmente ha mostrado ser particularmente útil en la observación de las áreas dentales y maxilofaciales como la investigación de patologías como quistes, tumores, lesiones fibro-óseas, investigación de los senos paranasales y de los componentes óseos de las articulaciones témporomandibulares, evaluaciones previas y posteriores a la colocación de implantes, evaluaciones ortodónticas, evaluaciones de 3° molares en relación al canal dental inferior, evaluación de trauma facial, entre otras.

La TCCB brinda una excelente imagen del área craneofacial, en particular para evaluar hueso y tejido dental. Los softwares han sido específicamente producidos para simplificar la obtención de mejores vistas.

Comparado con el TC médico, existen una serie de ventajas significativas como:

- Reducción de la dosis: publicaciones indican un 98% de reducción de la dosis de rayos x respecto de un TC.
- Haz de rayos X delimitado: reduce el tamaño del área de irradiación por la colimación del haz de rayos x hacia el área de interés minimizando la dosis de radiación. La mayoría de los TCCB pueden ajustarse para escanear pequeñas regiones de forma específica o todo el complejo craneofacial, dependiendo de lo que se requiere.
- Tiempos reducidos de toma de escáner: debido a que la adquisición de las imágenes se produce en una rotación simple
- Precisión de la imagen: la información volumétrica es transformada en un vóxel el cual es una pequeña unidad cuboidal que representa un grado específico de absorción de rayos x. El tamaño de este vóxel determina la resolución de la imagen. En los TC convencionales, los vóxel son anisotrópicos, es decir que son rectángulos donde la dimensión más larga del vóxel corresponde al grosor del corte axial, aunque el vóxel puede ser tan pequeño como 0,625 mm cuadrados y su profundidad es usualmente de 1-2 mm. En cambio, los TCCB proporcionan vóxel que son isotrópicos, es decir iguales en las tres dimensiones, lo que proporciona resoluciones sub-milimétricas que rondan entre los 0,4 mm y los 0,125 mm
- Los TC convencionales frente a la presencia de restauraciones dentales metálicas provocan artefactos los cuales pueden significativamente disminuir la calidad de la imagen. En los TCCB también se produce este artefacto, pero en menor medida.

Si bien la TCCB es una excelente herramienta radiológica, no es la respuesta a todos los problemas, ya que existen una serie de elementos que no son perfectamente reproducidos en la imagen como lo son la caries, los ajustes de las restauraciones al diente, o detalles óseos en donde en esos casos, se requiere de otras técnicas radiográficas más precisas, como por ejemplo la radiografía periapical.

Aunque el tiempo que se requiere para la toma del escáner es reducido, aun así se necesita la inmovilidad por parte del paciente al momento de la obtención de la imagen, por lo que resulta difícil cuando se trata de paciente de corta edad, o con problemas de movilidad.

Otras desventajas para esta técnica son la radiación dispersa, los rangos dinámicos limitados de los detectores de rayos-x y la desigualdad con los valores de HU de un TC. (Yoo y Yin, 2006; Hua y cols., 2009; Isoda y cols., 2012) sobreestimándose en un 33,51 % cuando se comparó un tipo de TCCB con un TC multislice (Silva y cols., 2012); este último se encuentra calibrado de manera que las HU pueden ser directamente extrapoladas en densidad ósea. A pesar de lo anterior se ha observado fuerte correlación entre los valores de densidad entregados por un TCCB comparado con las HU entregadas por un TC, (Aranyarachkul y cols., 2005; Naitoh y cols., 2009; Nomura y cols., 2010; Parsa y cols., 2012). Se han hechos regresiones lineales que permiten obtener las HU reales en TCCB de diferentes marcas, ya que a su vez existen diferencias significativas entre los distintos TCCB (Nackaerts y cols., 2011).

## UNIDADES HOUNSFIELD

Para comprender el concepto de Unidades Hounsfield es necesario comprender el coeficiente de atenuación lineal  $\mu$ , el cual corresponde a la habilidad de un material para detener fotones lo que es directamente proporcional al número atómico del material ( $Z$ ) y su densidad, mientras que se relaciona inversamente con la energía. Esta variable  $\mu$  depende de dos mecanismos básicos de interacción de los rayos X con la materia: Compton y el efecto fotoeléctrico (Lehmann y cols., 1981).

Compton, predomina en los tejidos blandos (como el pulmón), y se caracteriza porque se absorbe parte de la energía del fotón incidente, y el resto se invierte en la expulsión de un electrón de alta energía y la dispersión de un fotón de menor energía.

El efecto fotoeléctrico prevalece en los materiales de alto número atómico y aunque también se caracteriza porque el fotón incidente causa la expulsión de un electrón y la producción de un fotón de baja energía, la diferencia, con respecto al anterior fenómeno, radica en que este fotón se dispersa debido a que un electrón de las capas exteriores se desplaza hacia una capa más interior y en que no se presenta absorción de energía.

La probabilidad de estas interacciones decrece a medida que la energía del fotón se aleja de la energía de unión de la capa K (denominada en inglés, k-edge), que es la capa de electrones más cercana al núcleo. A medida que el coeficiente de atenuación lineal de un material aumenta, más blanco aparecerá este en la imagen y viceversa (los materiales con bajo  $\mu$  dejan pasar más rayos X a través de ellos y por eso se ven más negros en la imagen). Por otro lado, es importante tener en cuenta que los fotones dispersados (fenómeno conocido como scattering) contribuyen negativamente al contraste de la imagen puesto que no aportan información y cambian la energía y dirección de los rayos incidentes (Bushberg, 2002; Ramirez y cols., 2008).

Sin embargo, existen varios métodos para reducir la cantidad de dispersión: usar colimadores para hacer el rayo más estrecho, utilizar una película antidispersión que sólo deje pasar los rayos paralelos a los colimadores y finalmente, reducir el campo de visión FOV (del inglés Field Of View), es decir, el tamaño de la región que se está registrando (Bushberg, 2002).

Otro fenómeno que es importante considerar es el endurecimiento del rayo, que se refiere a un incremento gradual en la energía efectiva de los espectros policromáticos a medida que penetran más profundamente en el material. Esto ocurre a causa de que los fotones de baja energía son más fácilmente atenuados y hace que el mismo tejido, a una profundidad mayor, tenga un coeficiente de atenuación menor. Por consiguiente, un objeto hecho del mismo material aparecerá más oscuro en el centro (menor  $\mu$ ), y más claro en la periferia de la imagen (mayor  $\mu$ ).

Con el fin de corregir este artefacto, Hounsfield, en su primer prototipo propuso el uso de una caja llena de agua para realizar una corrección al fenómeno de endurecimiento del rayo. Lo que hacía era medir el  $\mu$  resultante del paso del rayo sólo a través de agua y compararlo con el obtenido con el rayo que pasaba al mismo tiempo tanto a través de la caja de agua, como del paciente. Posteriormente, calculaba un  $\mu$  equivalente igual a la diferencia entre ambas medidas y aplicaba un factor de corrección (Goldman, 2007). Debido a esto y al hecho de que las diferencias entre los coeficientes de atenuación lineales de distintos materiales son muy pequeñas (alrededor del 0,5 %), surgieron las unidades Hounsfield (HU), o números TC, que se definen con una fórmula matemática algorítmica basada en la cantidad de agua presentes en los distintos tejidos del organismo:

$$HU = \frac{1000 \times \mu_x - \mu_{\text{Agua}}}{\mu_{\text{Agua}}}$$

Tal como ha sido descrito en el párrafo anterior, la atenuación de los rayos x al pasar por los tejidos del organismo genera pixeles, que a través de una fórmula matemática, entrega un valor digital que se ha estandarizado en una escala.

De acuerdo a lo observado por Godfrey Hounsfield, los diferentes tejidos del cuerpo arrojan diferentes grados de atenuación de estos rayos, por lo que elaboró una escala (ver figura 2), la cual tomó como referencia la atenuación que producía el agua sobre un haz de rayos y le dio un valor de 0 HU, posteriormente midió la atenuación del hueso compacto cortical al que le adjudicó el valor de +1000 HU y luego al aire -1000 HU.

Entre ambos extremos fue ordenando, de mayor a menor, la atenuación producida en otros tejidos y órganos que tienen gran importancia en la composición de los seres humanos. Para generar la imagen se asoció esta escala de HU a una escala de grises la cual va indicando visualmente la densidad de los tejidos (ver figura 3). (Hounsfield, 1973).

Es posible así diferenciar distintos tipos de huesos a través de estas unidades, siendo denominado un hueso cortical muy denso a aquellos que superan las 600 HU, hueso cortical esponjoso a aquellos que están entre 400 y 600 HU y hueso cortical esponjoso de baja densidad a aquellos que están bajo las 400 HU. (Shapurian y cols., 2006).

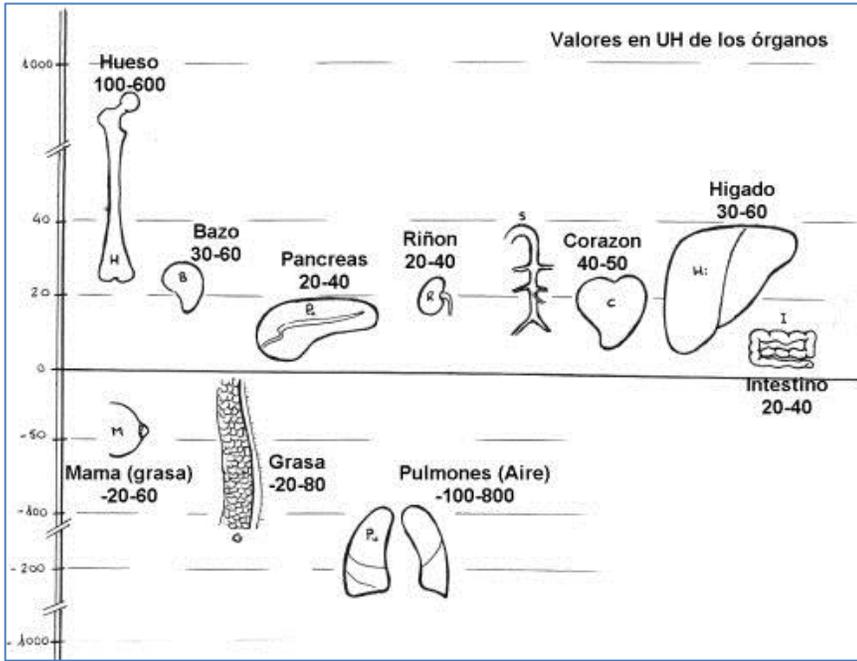


Figura 2. Diferentes órganos en HU.

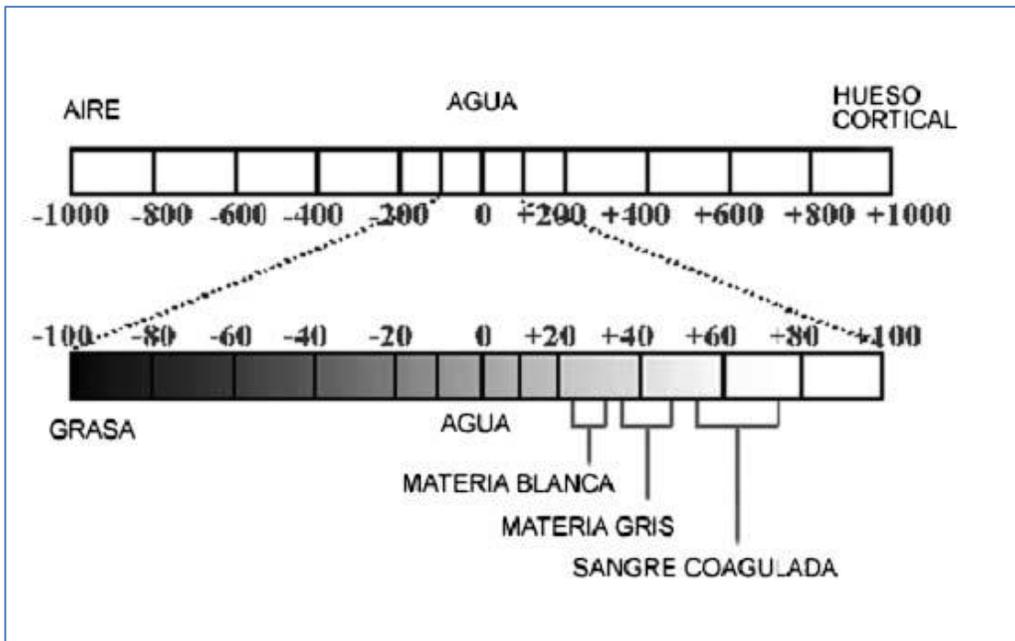


Figura 3. Escala de grises.

## **ESTABILIDAD PRIMARIA EN IMPLANTOLOGÍA**

Corresponde al grado de estabilidad lograda por el implante al momento de su inserción y es uno de los factores más importantes para el éxito de la oseointegración (Johansson y Strid, 1994). La estabilidad primaria de los implantes depende del nivel de contacto entre el hueso y la superficie implantaria y generalmente está determinada inicialmente por la densidad ósea y la estructura trabecular del hueso así como la celularidad del hueso que va a albergar los implantes, por la técnica quirúrgica, el número y diseño de los implantes utilizados y su distribución en la arcada dentaria. Posteriormente es favorecida por un correcto diseño oclusal que controle las cargas masticatorias (rehabilitaciones unitarias y plurales), la ausencia de extensiones y la unión rígida de todos los implantes por la prótesis provisional (rehabilitaciones plurales).

La objetivación intraoperatoria de la estabilidad primaria del implante es crucial para la toma de decisiones respecto a la carga inmediata. Desde un punto de vista práctico, hay varias técnicas que permiten aproximarnos a la estabilidad clínica del implante previa a su carga, aunque ninguna de ellas ha sido todavía formalmente aceptada como referencia al día de hoy.

### ***CALIDAD ÓSEA EN LA ESTABILIDAD PRIMARIA DEL IMPLANTE***

La calidad ósea depende de la relación existente entre la cantidad de hueso cortical y hueso esponjoso, entendiendo que en el hueso esponjoso yacen abundantes vasos sanguíneos y células osteoprogenitoras que optimizan las condiciones de la reparación ósea, siendo el hueso cortical el que favorece la resistencia biomecánica.

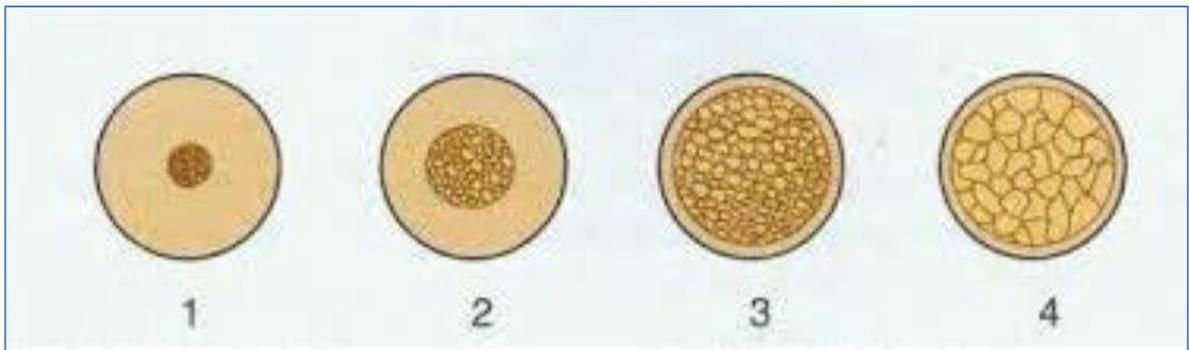
Existe una diferencia entre calidad de hueso y densidad ósea. La calidad ósea hace referencia a otros factores tales como: el tamaño esquelético, la arquitectura y orientación tridimensional de las trabéculas y propiedades de la matriz. Por lo tanto, calidad de hueso no es sólo cantidad de mineral, sino también de bioestructura (Gulsahi, 2011). La calidad ósea es un factor clave para predecir

la trabazón mecánica inicial lo que está muy ligado al Torque de Inserción Quirúrgico de un implante. Además, favorece la estabilidad del implante y la oseointegración (Truhlar y cols., 1994; Esposito y cols., 1998).

La calidad ósea ha sido clasificada de varias formas, una de ellas es de acuerdo a la forma de resorción del proceso alveolar tanto en el maxilar como en la mandíbula, pero en el contexto de la estabilidad primaria y la carga inmediata que interesan en este estudio, nos referiremos sólo a la distribución ósea en relación a las proporciones de hueso cortical y trabecular.

Basándose en lo estudiado por Lekholm y Zarb en 1985, se han clasificado 4 tipos principales de hueso (ver figura 4):

- a) Tipo I: hueso cortical homogéneo y abundante, con escaso hueso trabecular central.
- b) Tipo II: presenta una equilibrada proporción de hueso cortical y trabecular.
- c) Tipo III: presentan una mayor proporción de hueso trabecular sobre el hueso cortical.
- d) Tipo IV: presentan una muy delgada cortical ósea con un abundante hueso trabecular .



**Figura 4 : Sistema de clasificación para la determinación de la calidad ósea según Lekholm y Zarb**

Un hueso Tipo IV, ofrece pobre resistencia biomecánica a la inserción

implantaria y hace improbable la Carga Protésica Inmediata del implante. El hueso Tipo I es un hueso muy corticalizado, ofreciendo una alta estabilidad inicial a los implantes, sin embargo la irrigación no es de buena calidad y la fuente de células osteoprogenitoras es muy débil, dada la pobreza de hueso medular, lo que afecta la reparación ósea.

Los huesos Tipo II y Tipo III son una combinación de cortical densa y un 40 a 60% hueso trabecular en su interior. Este hueso ofrece un buen lecho para la colocación de implantes, pues posee suficiente densidad para ofrecer resistencia biomecánica y a su vez posee una buena vascularización, lo que produce un sangrado abundante que favorece la formación de un coágulo y una mejor reparación de la interface. (Misch, 2008).

#### ***FRECUENCIA DE RESONANCIA EN LA ESTABILIDAD PRIMARIA DEL IMPLANTE (FR)***

Los estudio realizados por Meredith y cols en 1999 sobre la Frecuencia de Resonancia llevaron a la confección de diferentes equipos capaces de medir esta frecuencia como el sistema Ostell® y el sistema Implomates® .

En los primeros estudios de Meredith y cols. (Meredith, 1998; Meredith y cols., 1996) las unidades utilizadas fueron kilohertz en un rango de 3500 a 8500 kHz. El coeficiente de estabilidad del implante (ISQ) fue luego desarrollado, convirtiendo las unidades de kHz en valores de ISQ en una escala de 1 a 100, donde valores mayores indican una alta estabilidad. El sistema Ostell ha ido mejorando sus equipos llegando al actual el Ostell Mentor®, el cual es portable, además de ser un dispositivo de mano que emite señales repetidas por un transductor que se coloca directamente en el implante o pilar transepitelial con una fuerza de 5-10 Ncm, calculando la FR en valores ISQ desde la señal de respuesta.

De acuerdo a la literatura el análisis de la FR como una técnica para la medición de la estabilidad del implante ha despertado interés científico en los últimos años, con un creciente número de publicaciones al respecto (Quesada-García y cols. 2009), ya que se ha demostrado que la FR es un método cualitativo

altamente efectivo, por lo que se ha propuesto para usarlo en la evaluación de la estabilidad del implante (Mederith 1998; Senerby y Meredith, 1998; Huang y cols., 2002) .

Investigaciones que usaron la FR, observaron que la estabilidad del implante mejora a medida que avanza el tiempo luego de la inserción del implante en un hueso más blando (Friberg y cols., 1999) y no encontraron diferencias en la estabilidad entre los diferentes tipos de hueso a la quinta semana (Barewal y cols., 2003). Sin embargo, se comparó el torque de inserción y las propiedades del hueso en un estudio en cadáveres, donde se observó que los valores de estabilidad fueron altos para todo los tipos de hueso excepto para el tipo IV (O'Sullivan y cols., 2000), además de reportarse valores más elevados de ISQ en implantes colocados en áreas de hueso más compacto (Boronat y cols., 2006).

Algunos autores han usado la FR para determinar los efectos de la carga tanto temprana como inmediata (Glauser y cols., 2004; Olsson y cols., 2003; Nedir y cols., 2004) o para evaluar cambios en la estabilidad a través del tiempo (Friberg y cols., 1999).

La FR puede ser medida en cualquier parte del proceso (Meredith y cols., 1997), permitiendo diagnosticar el fracaso del implante en etapas tempranas. Unos muy bajos valores de FR a los 2 meses indica un riesgo de que el implante fracase, mientras que valores de ISQ entre 57 a 82 al año indican el éxito del implante (Balleri y cols., 2002).

Canizzaro y cols., en 2007, mediante el estudio de la FR, estableció como una opción de tratamiento exitoso la carga inmediata de implantes maxilares transmucosales. También se ha utilizado la FR para determinar si el largo y diámetro del implante influyen la estabilidad, llegando a la conclusión que los valores de ISQ no estaban significativamente relacionados a estos (Boronat y cols., 2008). Huwiler y cols., en 2007 tomaron la FR en etapas tempranas de oseointegración y reportaron que los valores de ISQ entre 57 a 70 indicaban estabilidad. No se observó correlación entre el contacto hueso con el implante

(BIC) y la FR (Ito y cols., 2008), sin embargo se encontró que una superficie del implante rugosa incrementaba las mediciones de la FR (Al- Nawas y cols., 2008).

#### ***TORQUE QUIRÚRGICO DE INSERCIÓN (TQCM) Y ESTABILIDAD PRIMARIA***

Johansson y Strid en 1994 desarrollaron la medición del torque de corte durante la preparación de la osteotomía a bajas revoluciones, permitiendo medir la resistencia que ofrece el hueso al trabajo de la pieza de mano. El TqCm expresa la densidad ósea en función de la energía requerida para cortar por unidad del volumen óseo y es un método estable de evaluación de calidad ósea y de estabilidad primaria (Al-Nawas y cols., 2006; Rabel y cols., 2007). Así, una densidad ósea baja necesitaría menos de 30 Ncm para la colocación del implante, la densidad ósea media oscila entre 30 y 40 Ncm y la densidad alta supera los 40 Ncm (Johansson y cols., 2004).

La estabilidad observada desde un punto de vista mecánico, es directamente proporcional al TqCm (Ito y cols., 2008). Para cargar implantes de forma inmediata se recomienda un Torque quirúrgico de inserción comprendido entre 35 y 45 Ncm.

#### ***CORRELACIÓN ENTRE ESTABILIDAD PRIMARIA, HU, ISQ, TQCM.***

Algunos autores relatan que es posible predecir la estabilidad inicial del implante y la posibilidad de cargar inmediata o tempranamente un implante usando la medición de densidad ósea arrojada por un TCCB, previo a la colocación del implante, pero se necesitan más investigaciones al respecto (Salimov y cols., 2013). Se han reportado correlaciones significativas entre calidad ósea medidas en HU y los parámetros de estabilidad del implante, esto indica que los clínicos podrían predecir estabilidad primaria antes de la inserción del implante y así modificar los tipos de tratamiento (tales como localización del implante, periodos de reparación más largos) antes de la cirugía de implante, y no inducir falsas expectativas cuando la calidad ósea es dudosa. (Turkyilmaz, 2008).

Schnitman y cols., en el 2011 realizaron un estudio donde mediante un protocolo empírico en base a mediciones de densidad ósea en los TC, valores del Periotest, Torque de inserción y frecuencia de resonancia, los implantes se cargaban inmediatamente, se exponían o se sumergían. Este mismo estudio relacionó la densidad ósea con la carga inmediata y encontró valores mayores de densidad ósea en aquellos implantes cargados de forma inmediata, respecto de aquellos que no lo fueron, además de encontrar HU más altas en zonas óseas relacionadas a implantes que resultaron exitosos respecto a aquellos que fallaron (Turkiylmaz y McGlumphy, 2008), pero no se encuentran estudios donde sólo se relacionen HU con el éxito de implantes cargados de forma inmediata, de manera de establecer un límite mínimo aceptable en donde se pueda decir que sobre una cierta cantidad de HU es posible cargarlos de forma inmediata sin necesidad de recurrir a otros medios de medición.

## **HIPÓTESIS Y OBJETIVOS**

### **HIPÓTESIS**

Existe una correlación significativa, entre el torque quirúrgico de inserción implantaria, los valores de estabilidad primaria y la densidad ósea local medida en Unidades de Hounsfield (HU), generando a partir de estos, un buen modelo predictor de carga protésica inmediata en implantes unitarios.

### **OBJETIVO GENERAL**

Establecer la correlación entre la densidad ósea local a partir del TCCB (medidas en HU), el torque quirúrgico de inserción y los valores de estabilidad primaria del implante, como predictor de carga inmediata en implantes unitarios.

### **OBJETIVOS ESPECÍFICOS**

- 1.- Caracterizar la densidad ósea medida en HU de zonas que recibieron un implante unitario de carga inmediata y de carga diferida, a partir de TCCB preoperatorios.
- 2.- Caracterizar y diferenciar los torques de inserción de implantes que fueron cargados en forma inmediata de aquellos que se cargaron de forma diferida.
- 3.- Caracterizar y diferenciar las frecuencias de resonancia de implantes que fueron cargados en forma inmediata de aquellos que se cargaron de forma diferida.
- 4.- Identificar los determinantes de la estabilidad primaria que tengan mejor predictibilidad para la carga inmediata: densidad ósea (en HU), Torque de inserción (en Ncm) y Frecuencia de Resonancia (en ISQ). Se analizará también el efecto del sexo y de la edad .

## MATERIALES Y MÉTODOS

### TIPO DE ESTUDIO

Es un estudio observacional, de corte transversal, retrospectivo.

### SELECCIÓN DE LA MUESTRA

El presente estudio se enmarca en el contexto del proyecto Bridge Biomet 3i, en el centro 373: “Un estudio prospectivo, aleatorizado controlado del éxito de integración de un nuevo sistema de conexión de implantes en casos de carga inmediata”, cuyo protocolo de estudio fue aprobado por el Comité de ética de la Facultad de Odontología de la Universidad de Chile y realizado en la Facultad de Odontología de la Universidad de Chile.

Un total de 60 pacientes desdentados parciales, atendidos en el contexto del proyecto Bridge, Biomet 3i, fueron analizados en este estudio. Ellos fueron rehabilitados en el contexto de un ensayo clínico. El grupo de pacientes fue reclutado según criterios de inclusión y exclusión en el contexto del proyecto Bridge Biomet 3i.

Los pacientes fueron asignados al grupo control o experimental aleatoriamente, mediante tarjetas de aleatorización, la proporción asignada a cada grupo fue de: 80% pacientes al grupo experimental y 20% al grupo de control.

El grupo control utilizó implantes estándar Certain Cónicos con conexión estándar Certain y el experimental implantes “Nueva Conexión”. En cada uno de los pacientes participantes se colocaron por lo menos dos implantes. Todos los pacientes debían tener los implantes colocados y una prótesis fija dentro de las 48 horas después de la cirugía de colocación de los implantes, corona con contacto oclusal, pero libre de contactos en movimientos mandibulares excéntricos. Las preparaciones para la prótesis final se iniciaron aproximadamente cuatro meses después de la colocación del implante.

Se realizó un seguimiento del éxito del implante en varios momentos, y se consideró como variable de valoración primaria de eficacia el tiempo de desempeño libre de fallas.

Los criterios de inclusión y de exclusión están detallados en el proyecto pero brevemente:

#### ***CRITERIOS DE INCLUSIÓN***

- Pacientes de ambos sexos de cualquier raza, mayores de 18 años.
- Pacientes a los cuales les debe faltar un mínimo de dos dientes.
- Pacientes en los cuales se haya decidido como tratamiento, el uso de implantes dentales para la condición desdentada en maxilar o mandibular.
- Pacientes con capacidad física de tolerar los procedimientos quirúrgicos convencionales y restaurativos.
- Pacientes que acepten someterse a evaluación clínica en cada visita del estudio, en particular en las visitas de seguimiento anual.

#### ***CRITERIOS DE EXCLUSIÓN***

- Pacientes con infección activa o inflamación grave en la cavidad bucal.
- Pacientes que fumen más de 10 cigarrillos por día
- Pacientes con diabetes no controlada
- Pacientes con enfermedad ósea no controlada que presenten alguno de los siguientes diagnósticos: hipertiroidismo primario o secundario, osteodistrofia renal o enfermedad de Paget, osteomalacia.
- Pacientes con historial de radiación en la cabeza (Verdonck y cols., 2008).
- Pacientes que necesiten un injerto óseo en el sitio previsto para el implante del estudio con fines de aumento del reborde. Si en el momento de la cirugía resulta necesario tratar algunos espacios laterales, esto se considera aceptable y no excluye al paciente del estudio.
- Pacientes que presentan evidencia de graves hábitos para-funcionales

como bruxismo o apretamiento de dientes.

- Pacientes en embarazo.

## **OBTENCIÓN DE LOS DATOS**

**Los datos para la determinación de las Unidades Hounsfield (HU)** se obtuvieron a través de las Tomografías computarizadas Cone-Beam (TCCB) preoperatorias tomadas a 58 de los 60 pacientes con un total de 128 implantes que participaron en el Proyecto Bridge, Biomet 3i. Todos los TCCB fueron tomados con el Tomógrafo Computarizado Picasso Trio de la marca Vatech con ventana de 12 x 7 cm, vóxel de 0,2 mm, Kilovoltaje de 80 a 85 Kv (dependiente de las características del paciente), Miliamperaje de 3.0 mA (fijo). Los TCCB fueron tomados por el personal técnico autorizado, en el Centro Radiológico “Radix”.

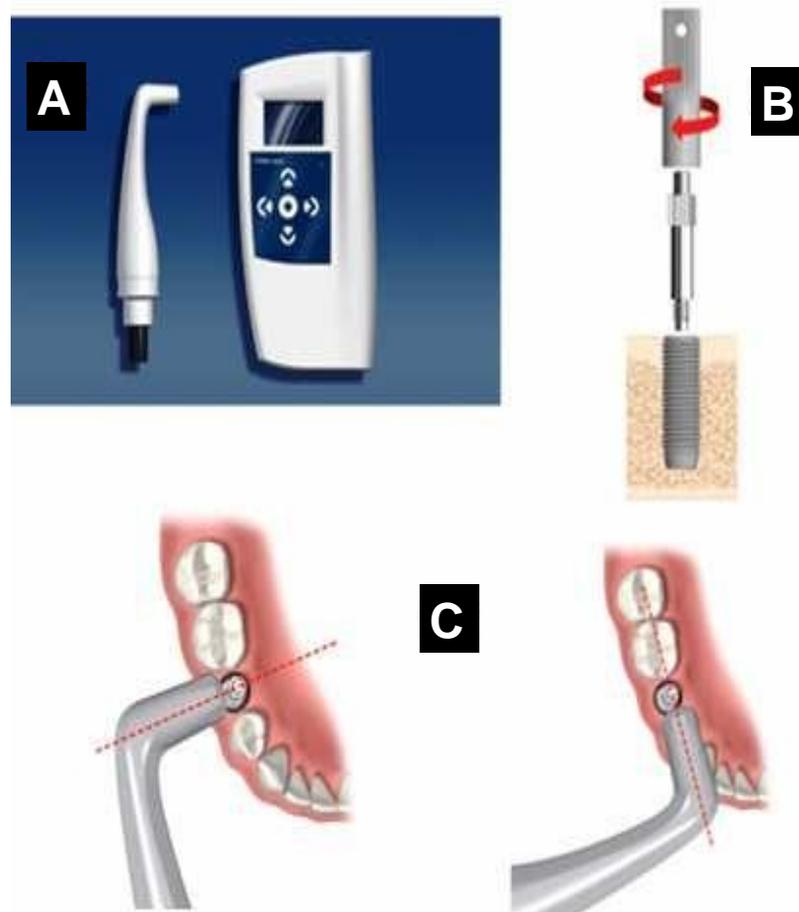
El software utilizado para la medición de HU fue el Ez3dPlus CDViewer Versión 1.2.6.5, de la misma compañía del TCCB, el cual mediante la herramienta “Perfiles” entrega una aproximación a las HU.

Para obtener los valores de HU se seleccionaron, en el centro del espacio edéntulo donde se colocaría el implante, 2 cortes tomográficos contiguos de 0,2 mm (corte mesial y corte distal). No se consideró dentro de las mediciones el área de hueso cortical, porque su densidad aumentaba automáticamente el promedio y en esa superficie no se colocaría el implante. Además se identificaron reparos anatómicos como el conducto alveolar inferior, agujero mentoniano, etc.

**Los datos del Torque Quirúrgico** de inserción se obtuvieron de los registros de la ficha clínica realizados durante la colocación del implante. El torque se midió cada 1 mm de descenso hacia la osteotomía, lo cual implica alrededor de 400 grados de rotación del implante. La medición se realizó con una llave de carraca con indicador de torque de color gris para las mediciones iguales o inferiores a 35 Ncm y negro para mediciones superiores (Biomet 3i®).

**Los datos de la determinación de la Frecuencia de Resonancia** medidas en ISQ se obtuvieron a partir de los registros de la ficha clínica. La medición se realizó mediante un Ostell Smartpeg Tipo 15 atornillado al implante y el equipo Ostell ISQ inmediatamente después de la colocación del implante. (ver figura 5)

Tanto el sistema Ostell ISQ como la llave de Torque entregan sus valores de manera inmediata, sin necesidad de procesarla.



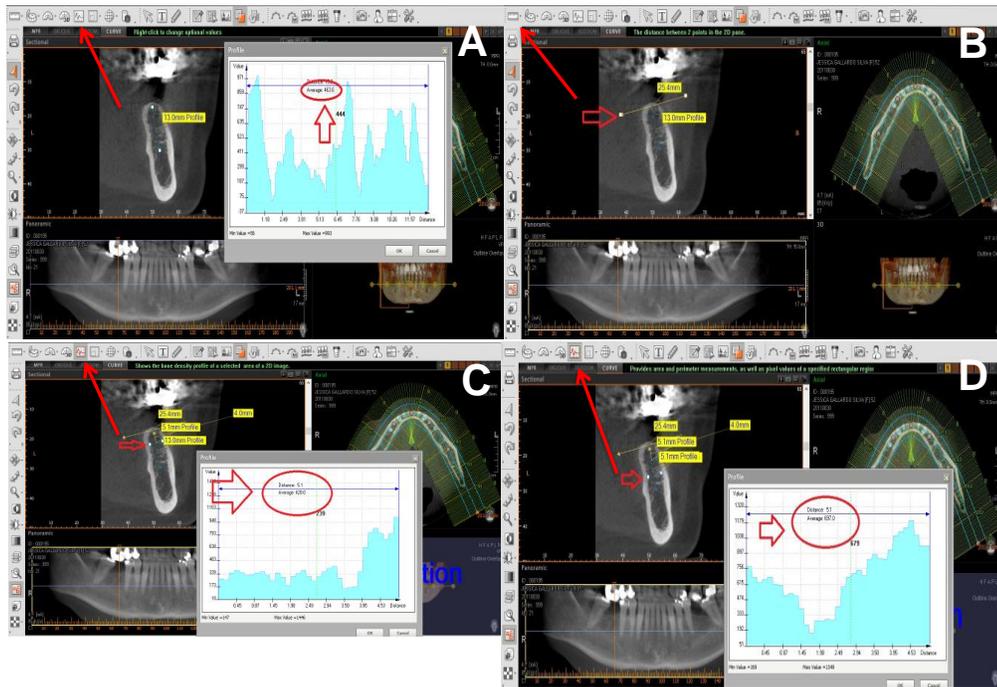
**Figura 5 A: Resonador de frecuencia Osstell™ mentor; B: Smartpeg™, Elemento de Apoyo; C: Toma de la medición del Osstell™ en 2 distintos ángulos.**

## **DETERMINACIÓN LAS UNIDADES HOUNSFIELD (HU)**

Para la determinación de las HU se utilizó la herramienta Perfiles del programa Ez3dPlus CDViewer Versión 1.2.6.5, que entrega información sobre el promedio de los valores de grises (HU) de la línea trazada.

En cada corte tomográfico seleccionado (2 por implante) se obtuvieron 3 mediciones de HU según la siguiente secuencia (ver figura 6):

1. Con la herramienta “Perfiles” del programa, se trazó una línea recta simulando el eje mayor del futuro implante.
2. Con la herramienta “Regla” del programa, se trazó una recta perpendicular a la línea trazada en el punto 1, tangente a la parte inferior de la cortical del reborde alveolar, sitio donde iría la futura plataforma del implante.
3. Con la herramienta “Perfiles” del programa se trazó una paralela a 4 milímetros de línea trazada en el punto 2, perpendicular al eje mayor implantario.
4. Con la herramienta “Perfiles” del programa se trazó una paralela a línea trazada en el punto 3 arbitrariamente ubicada entre el tercio apical y el tercio medio del implante, también perpendicular al eje mayor implantario.



**Figura 6: A) Toma de las HU del eje mayor del implante; B): trazado de línea perpendicular al eje mayor del implante; C: Toma de HU a 4mm de la línea perpendicular al eje mayor del implante; D): Toma de HU entre el tercio medio y tercio apical del implante.**

## ANÁLISIS DE LOS DATOS

Una vez obtenidos las mediciones de los 60 pacientes, se determinó que implantes habían tenido una carga inmediata por alcanzar el torque de inserción mínimo de 40 Ncm., requisito para carga inmediata.

Se calcularon promedios y desviación estándar de las variables:

- Torque de inserción medido en Ncm
- Estabilidad primaria del implante medido en ISQ
- Unidades Hounsfield medido en HU

Los datos se tabularon usando el programa Excel y se analizaron usando el programa Stata 10 (U. de Chile). Los datos se presentaron en tablas y gráficos. Para el análisis estadístico se determinó primeramente las características de la distribución de los datos usando el test Shapiro-Wilk ( $p > 0.05$ ). Luego se analizaron las diferencias significativas entre las diferentes variables usando t-test y one-way anova para las variables distribuidas de forma normal, y para las variables que se distribuían de forma no normal los test de Mann-Whitney y Kruskal Wallis.

Se realizó un análisis de Regresión Logística Múltiple, para determinar el grado de asociación de las variables, y su influencia en la distribución, buscando un modelo que explique la carga inmediata de manera significativa.

## RESULTADOS

### CARACTERÍSTICAS GENERALES DE LA MUESTRA

**Tabla 1. Distribución de normalidad de las mediciones con test de Shapiro-wilk.**

Variable	Nº de casos	W	V	z	Prob>z
HU	128	0,95993	4,07300	3,157	0,0008
ISQ	128	0,65633	34,92900	7,988	0,0000
TqCm	128	0,98089	1,942	1,493	0,06776
Edad	128	0,93791	6,311	4,142	0,00002
Pieza	128	0,95026	5,056	3,643	0,00013
Sexo	128	0,99506	0,502	-1,550	0,93944
Carga Inmediata	128	0,99455	0,554	-1,327	0,9078

Como se muestra en la Tabla 1 tanto el TqCm como el Sexo y el tipo de carga presentan una distribución normal, y las HU, las edades, tipo de pieza e ISQ no. Separados los implantes que fueron cargados de forma inmediata de los cargados de forma diferida, se observó que sólo el TqCm se distribuyó de forma normal en los implantes cargados de forma inmediata, pero en los implantes cargados de forma diferida el único que presentó una distribución normal fueron las HU.

Se analizaron los datos de 58 pacientes que contaban con el TCCB-Picasso Trio, 23 hombres y 35 mujeres.

Se colocaron un total 128 implantes, 52 en hombres y 76 en mujeres.

La edad promedio de la muestra fue de  $49,8 \pm 9,3$  años (mín. 34, máx. 75, moda 45 años).

De los 128 implantes colocados el 64% (N=82) se cargaron de forma inmediata y el 36% (N=46) resultaron con carga diferida.

El sitio de colocación de implante más frecuente tanto en los casos de carga inmediata como de carga diferida fue en posición del diente 3.6

El análisis comparativo respecto a distribución por sexo, tipo de implantes

insertados, sitio de implantación más frecuente y grupo etéreo entre el grupo de implantes con carga inmediata y diferida se presentan en la Tabla 2.

No se observaron diferencias significativas en las distribuciones de las características generales entre ambos grupos.

**Tabla 2. Distribución de características generales de 128 implantes colocados en 58 pacientes con carga inmediata y diferida.**

Variable	Grupo con Carga Inmediata (n=82)		Grupo con Carga Diferida (n=46)		Chi2
	N	%	n	%	
<b>SEXO</b>					P=0,167
• Mujeres	45	54,9	31	67,4	
• Hombres	37	45,1	15	32,6	
<b>TIPO DE IMPLANTE</b>					P=0,963
• Control	14	17,07	8	17,4	
• Experimental	68	82,9	38	82,6	
<b>TIPO DE SITIO DENTARIO</b>					*P=0,168
• En posición 3.6	14	17,07	7	15,22	
• En posición 3.5	7	8,54	7	15,22	
• En posición 4.6	11	13,41	2	4,35	
<b>EDAD</b>					* P=0,427
≤50 años	44	62	27	38	
51-59 años	24	61,5	15	38,5	
>60 años	14	77,8	4	22,2	
Edad promedio	50,6 (10,4)		48,3 (6,9)		

\*KWallis múltiple

## CARACTERÍSTICA DE LA DENSIDAD ÓSEA MEDIDA EN UNIDADES HOUNSFIELD (HU)

Se establecieron las HU para cada caso a partir de las mediciones tomográficas. En la tabla 3 se puede observar que en los 82 implantes cargados inmediatamente se obtuvo una media de HU de  $1101.7 \pm 360.8$  (mín. 340 y un máx. 2099.7) y de  $800.9 \pm 288.3$  (mín. 112.2 y un máx. 1612.7) en los 46 implantes con carga diferida. Esta diferencia de HU encontrada entre implantes cargados inmediatamente y los con carga diferida fue estadísticamente significativa (Test de Mann-Whitney  $p < 0,05$ ).

Los promedios y desviaciones estándar (DS) de HU según tipo de carga y sexo son presentados en la Tabla 3. Se observó que la media de HU de las mujeres fue levemente superior a la encontrada en los hombres, pero estas diferencia no fueron estadísticamente significativas tanto para los implantes cargados de forma inmediata (Test de Mann-Whitney  $p = 0,6247$ ) como para los cargados de forma diferida (Test de Student  $p = 0,1847$ ).

**Tabla 3. Análisis comparativo de promedios y desviaciones estándar de HU según tipo de carga y sexo.**

HU	Carga inmediata		Carga diferida		TOTAL	
	N	Prom (DS)	N	Prom (DS)	N	Prom (DS)
Implantes en Mujeres	45	1109,5 (368,3)	31	840,4 (319,4)	76	999,7 (371,6)
Implantes en Hombres	37	1092,3 (356,5)	15	719,3 (195,1)	52	984,7 (359,5)
TOTAL	82	1101,7 (360,8)	46	800,9 (288,3)	128	993,6 (365,4)
P-value		0,6247		0,1847		

Los promedios y DS de HU según tipo de carga y edad se presentan en la Tabla 4. En todas las categorías etareas observadas, los implantes del grupo de carga inmediata presentaron mayores valores de HU que los con carga diferida. También se observó que las medias de HU fueron levemente superiores en la categoría de 51 a 59 años tanto para los implantes cargados inmediatamente como para los no cargados, pero esta diferencia no fue estadísticamente significativa tanto para los cargados de forma inmediata (Test de Kruskal-Wallis  $p = 0,31255$ ) como para los cargados de forma diferida (One-way Anova  $p = 0,8067$ )

**Tabla 4. Análisis comparativo de promedio y desviaciones estándar de HU según tipo de carga y edad.**

HU	Carga inmediata		Carga diferida		TOTAL	
	N	Prom (DS)	N	Prom (DS)	N	Prom (DS)
≤ 50 años	44	1085,7 (381,7)	27	780,3 (340,1)	71	960,6 (393,4)
51-59 años	24	1141,2 (389)	15	841,7 (220,8)	39	1026,04 (362,4)
≥ 60 años	14	1084,1 (239,8)	4	786,7 (66,8)	18	1018,03 (246,9)
TOTAL	82	1101,7 (360,8)	46	800,9 (288,3)	128	993,6 (365,4)
P-value		0,31255		0,8067		

En la Tabla 5 se presentan los promedios y DS de HU según tipo de carga y tipo de implante. Las medias de HU son mayores en los implantes “estudio”, siendo esta diferencia estadísticamente significativa en los implantes cargados inmediatamente (Test de Mann-Whitney  $p= 0,0292$ ), pero no en los implantes con carga diferida (Test de Student  $p= 0,8641$ ).

**Tabla 5. Análisis comparativo de promedios y desviación estándar de HU según tipo de carga y tipo de implante.**

HU	Carga inmediata		Carga diferida		TOTAL	
	N	Prom (DS)	N	Prom (DS)	N	Prom (DS)
Impl Control	14	890,5 (279,4)	8	784,7 (574,1)	22	852 (401,1)
Impl Estudio	68	1145,2 (361,9)	38	804,3 (196,6)	106	1023 (352,4)
TOTAL	82	1101,7 (360,8)	46	800,9 (288,3)	128	993,6 (365,4)
p-value		0,0292		0,8641		

La Tabla 6 muestra los promedios y DS de HU según tipo de carga y sitios más frecuentes de inserción de implante. Los promedios de HU son mayores en los implantes con carga inmediata colocados en posición 3.5, así como también para los implantes cargados de forma diferida, pero esta diferencia tampoco fue estadísticamente significativa tanto para los implantes cargados de forma inmediata (Test de Kruskal-Wallis  $p = 0,30223$ ) como para los implantes cargados de forma diferida (One-way Anova  $p=0,6282$ )

**Tabla 6. Análisis comparativo de promedios y desviaciones estándar de HU según tipo de carga y sitio de implante.**

HU	Carga inmediata		Carga diferida		TOTAL	
	N	Prom (DS)	N	Prom (DS)	N	Prom (DS)
Sitio 3.5	7	1334,6 (517)	7	802,2 (229,7)	14	1068,4 (473,3)
Sitio 3.6	14	1012,4 (358,9)	7	782,2 (104,6)	21	935,7 (315,2)
Sitio 4.6	11	997,8 (340,2)	2	667,1 (75,8)	13	946,9 (335,2)
TOTAL	82	1101,7 (360,8)	46	800,9 (288,3)	128	993,6 (365,4)
p-value		0,30223		0,6282		

## CARACTERÍSTICAS DE LOS TORQUES QUIRÚRGICOS DE INSERCIÓN DE IMPLANTES DE LA MUESTRA

Se establecieron los Torques Quirúrgicos de Inserción para cada caso a partir de los datos clínicos recopilados durante la colocación del implante. En la tabla 7 se puede observar que en los 82 implantes cargados inmediatamente se obtuvo una media de TqCm medida en Ncm de  $61,4 \pm 18,3$  (mín. 25 y un máx. 90), en los 46 implantes con carga diferida se obtuvo una media de  $28,9 \pm 17,1$  (mín. 10 y un máx. 90). Esta diferencia en el valor medio de TqCm encontrada entre implantes cargados inmediatamente y los con carga diferida fue estadísticamente significativa (Test de Student  $p= 0,0000$ ).

Los promedios y DS de TqCm según tipo de carga y sexo son presentados en la Tabla 7. Se observó que la media de TqCm de las mujeres es levemente superior a la encontrada en los hombres, pero esta diferencia no fue estadísticamente significativa tanto para los implantes cargados inmediatamente (Test de Student  $p= 0,1644$ ) como para los cargados de forma diferida (Test de Mann Whitney  $p= 0,8941$ ).

**Tabla 7. Análisis comparativo de promedios y desviación estándar de TqCm según tipo de carga y sexo.**

TqCm	Carga inmediata		Carga diferida		TOTAL	
	N	Prom (DS)	N	Prom (DS)	N	Prom (DS)
Implantes en mujeres	45	63,9 (17,9)	31	30,3 (19,6)	76	50,2 (24,9)
Implantes en hombres	37	58,2 (18,5)	15	26,1 (10,7)	52	48,9 (22,1)
TOTAL	82	61,4(18,3)	46	28,9(17,1)	128	49,7(23,7)
P-value		0,1644		0,8941		

En la Tabla 8 se presentan los promedios y DS de TqCm según tipo de carga y la edad. En todas las categorías etáreas observadas los implantes del grupo de carga inmediata presentaron mayores valores de TqCm que los con carga diferida. También fue posible observar que los valores promedio de TqCm son levemente superiores en la categoría de  $\geq 60$  años sólo para los implantes cargados inmediatamente porque para los no cargados el mayor promedio lo tienen los pacientes entre los 51 a 59 años, pero esta diferencia no es estadísticamente significativa tanto para los cargados de forma diferida (Test de Kruskal-Wallis  $p = 0,71021$ ) como para los cargados de forma inmediata (One-way Anova  $p=0,2549$ ).

**Tabla 8. Análisis comparativo de promedios y desviación estándar de TqCm según tipo de carga y edad.**

TqCm	Carga inmediata		Carga diferida		TOTAL	
	N	Prom (DS)	N	Prom (DS)	N	Prom (DS)
$\leq 50$ años	44	60,5 (17,0)	27	28,0 (14,9)	71	48,2 (22,7)
51-59 años	24	58,9 (18,8)	15	32,3 (21,9)	39	48,7 (23,7)
$\geq 60$ años	14	67,8 (20,9)	4	22 (9,6)	18	57,6 (27,1)
TOTAL	82	61,4(18,3)	46	28,9(17,1)	128	49,7(23,7)
P-value		0,2549		0,71021		

En la Tabla 9 se presentan los promedios y DS de TqCm según tipo de carga y tipo de implante. Se observó que en los implantes cargados de forma inmediata el promedio de TqCm fue mayor en los implantes Estudio respecto de los Controles, sin embargo en los implantes cargados de forma diferida es mayor el promedio TqCm de los implantes Control que el de los Estudio. Estas diferencias no fueron estadísticamente significativas tanto entre los implantes cargados de forma inmediata (Test de Student  $p=0,4066$ ) como para los con carga diferida (Test de Mann-Whitney  $p= 0,2372$ ).

**Tabla 9. Análisis comparativo de promedios y desviaciones estándar de TqCm según tipo de carga y tipo de implante.**

TqCm	Carga inmediata		Carga diferida		TOTAL	
	N	Prom (DS)	N	Prom (DS)	N	Prom (DS)
Impl Control	14	54,8 (15,7)	8	33,7 (17,6)	22	47,1 (19,1)
Impl Estudio	68	62,6 (18,6)	38	27,8 (17,1)	106	50,2 (24,6)
TOTAL	82	61,4(18,3)	46	28,9(17,1)	128	49,7(23,7)
p-value		0,4066		0,2372		

En la Tabla 10 se presentan los promedios y DS de TqCm según tipo de carga y sitios más frecuentes de inserción de Implante. Se observó que los promedios de TqCm son mayores en los implantes cargados de forma inmediata respecto de los cargados de forma diferida, siendo mayor el promedio de TqCm de los implantes colocados en la posición 3.5 cargados de forma inmediata ( $74,2 \pm 16,1$ ), pero esta diferencia no fue estadísticamente significativa tanto entre los implantes cargados de forma inmediata (One-Way Anova  $p = 0,1975$ ) como entre los cargados de forma diferida (Test de Kruskal-Wallis  $p = 0,68870$ ).

**Tabla 10. Análisis comparativo de promedios y desviaciones estándar de TqCm según tipo de carga y sitio del implante.**

TqCm	Carga inmediata		Carga diferida		TOTAL	
	N	Prom (DS)	N	Prom (DS)	N	Prom (DS)
Sitio 3.5	7	74,2 (16,1)	7	35 (24,8)	14	54,6 (28,6)
Sitio 3.6	14	61,7 (20,8)	7	31,4 (13,7)	21	51,6 (23,5)
Sitio 4.6	11	55,4 (10,3)	2	30 (0)	13	51,3 (13,4)
TOTAL	82	61,4(18,3)	46	28,9(17,1)	128	49,7(23,7)
p-value		0,1975		0,6887		

## CARACTERÍSTICAS DE LAS FRECUENCIAS DE RESONANCIA DE LOS IMPLANTES DE LA MUESTRA

Los datos de la Frecuencia de Resonancia en ISQ se obtuvieron a partir de los registros de la ficha clínica.

En la tabla 11 se observa que en los 82 implantes cargados inmediatamente se obtuvo una media de ISQ de  $72,6 \pm 19,2$  (mín. 7 y un máx. 87), en los 46 implantes con carga diferida se obtuvo una media de  $69,2 \pm 17,4$  (mín. 7 y un máx. 85). Esta diferencia en el valor medio de ISQ encontrada entre implantes cargados inmediatamente y los con carga diferida fue estadísticamente significativa (Test de Mann-Whitney  $p < 0,05$ ).

Los promedios y DS de ISQ según tipo de carga y sexo son presentados en la Tabla 11. Se observó que la media de ISQ de las mujeres es levemente superior a la encontrada en los hombres, pero esta diferencia no fue estadísticamente significativa para los implantes cargados de forma inmediata (Test de Mann-Whitney  $p = 0,2734$ ) pero si en los cargados de forma diferida (Test de Mann-Whitney  $p = 0,0474$ ).

**Tabla 11. Análisis comparativo de promedios y desviaciones estándar de ISQ según tipo de carga y sexo.**

ISQ	Carga inmediata		Carga diferida		TOTAL	
	N	Prom (DS)	N	Prom (DS)	N	Prom (DS)
Implantes en Mujeres	45	73,4 (20,1)	31	72,3 (14,3)	76	72,9 (17,9)
Implantes en Hombres	37	71,5 (18,3)	15	62,9 (21,8)	52	69 (19,5)
TOTAL	82	72,6 (19,2)	46	69,2 (17,4)	128	71,4 (18,6)
p-value		0,2734		0,0474		

En la Tabla 12 se presentan los promedios y DS de ISQ según tipo de carga y la edad. En todas las categorías etáreas observadas los implantes del grupo de carga inmediata presentaron mayores valores de ISQ que los con carga diferida. También es posible observar que los valores promedio de ISQ son levemente superiores en la categoría de  $\geq 60$  años tanto para los implantes cargados inmediatamente (Test de Kruskal-Wallis  $p = 0,94218$ ) como para los no cargados (Test de Kruskal-Wallis  $p = 0,6175$ ), pero estas diferencias no fueron estadísticamente significativas.

**Tabla 12. Análisis comparativo de promedio y desviaciones estándar de ISQ según tipo de carga y edad.**

ISQ	Carga inmediata		Carga diferida		TOTAL	
	N	Prom (DS)	N	Prom (DS)	N	Prom (DS)
$\leq 50$ años	44	72,4 (19,8)	27	68,1 (18,9)	71	70,8 (19,5)
51-59 años	24	71,9 (20,6)	15	70,6 (17,0)	39	71,4 (19,1)
$\geq 60$ años	14	73,8 (15,3)	4	70,7 (7,2)	18	73,1 (13,8)
TOTAL	82	72,6 (19,2)	46	69,2 (17,4)	128	71,4 (18,6)
p-value		0,94218		0,6175		

En la Tabla 13 se presentan los promedios y DS de ISQ según tipo de carga y tipo de implante. Se observa que los valores promedio de ISQ son mayores según el tipo de carga y según el tipo de implante siendo los implantes cargados de forma inmediata y los implantes control los implantes con mayores ISQ respecto de los implantes cargados de forma diferida y de los implantes estudio respectivamente, siendo esta diferencia estadísticamente significativa entre los tipos de implantes cargados de forma inmediata (Test de Mann-Whitney  $p=0,0303$ ), pero no significativa entre los implantes cargados de forma diferida pero mínimamente (Test de Mann-Whitney  $p= 0,0501$ ).

**Tabla 13. Análisis comparativo de promedios y desviaciones estándar de ISQ según tipo de carga y tipo de implante.**

ISQ	Carga inmediata		Carga diferida		TOTAL	
	N	Prom (DS)	N	Prom (DS)	N	Prom (DS)
Impl Control	14	75,1 (3,1)	8	69,25 (4,0)	22	73 (4,4)
Impl Estudio	68	72,0 (21,0)	38	69,21 (19,1)	106	71,0 (20,3)
TOTAL	82	72,6 (19,2)	46	69,2 (17,4)	128	71,4 (18,6)
p-value		0,0303		0,0501		

En la Tabla 14 se presentan los promedios y DS de ISQ según tipo de carga y sitios más frecuentes de inserción de implante. Se observa que los promedios de ISQ son diversos, ya que se observan mayores promedios en los implantes cargados de forma diferida en los sitios 3.6 y 4.6 con excepción del grupo de los implantes colocados en el sitio 3.5, siendo mayor el promedio de ISQ de los implantes colocados en la posición 4.6 cargados de forma diferida ( $82,5 \pm 3,5$ ), pero esta diferencia no es estadísticamente significativa tanto entre los implantes cargados de forma inmediata (Test de Kruskal-Wallis  $p=0,4034$ ) como entre los cargados de forma diferida (Test de Kruskal-Wallis  $p=0,29181$ ).

**Tabla 14. Análisis comparativo de promedios y desviaciones estándar de ISQ según tipo de carga y sitio del implante.**

ISQ	Carga inmediata		Carga diferida		TOTAL	
	N	Prom (DS)	N	Prom (DS)	N	Prom (DS)
Sitio 3.5	7	71,1 (28,4)	7	59,1 (30,7)	14	65,1 (29,1)
Sitio 3.6	14	66,7 (27,9)	7	67,4 (17,7)	21	66,9 (24,5)
Sitio 4.6	11	66,5 (24,3)	2	82,5 (3,5)	13	69 (23,0)
TOTAL	82	72,6 (19,2)	46	69,2 (17,4)	128	71,4 (18,6)
p-value		0,4034		0,2918		

**MODELO DE REGRESIÓN LOGÍSTICA MÚLTIPLE PARA LA CARGA INMEDIATA DE MANERA SIGNIFICATIVA DE DENSIDAD ÓSEA (EN HU), TORQUE DE INSERCIÓN (EN NCM) Y FRECUENCIA DE RESONANCIA (EN ISQ)**

Variable Dependiente	Variable independiente	Inter.Conf. 95%	P> z	Pseudo Rcuadrado
Tipo de Carga N=128	TqCm *	0,0631-0,1416	0,000	0,4375
	HU**	0,0015-0,0046	0,000	0,1441
	TqCm***	0,0654-0,1482	0,000	0,4630
	HU****	0,0016-0,0047	0,000	0,1695

\* Variables significativas del Primer Modelo con datos de ISQ, TqCm y HU

\*\* Variables significativas del segundo Modelo con datos de ISQ y HU

\*\*\* Variables significativas del tercer Modelo con datos de ISQ, TqCm, HU, Sexo, Edad y tipo de implante.

\*\*\*\* Variables significativas del cuarto Modelo con datos de ISQ, HU, Sexo y Edad

Al realizar la primera regresión logística de las variables TqCm, ISQ, HU de manera de generar un modelo predictivo, se observó que sólo el TqCm ( $P>|z|=0$ ) la capacidad de predecir si el implante se cargará de forma inmediata, pero enmarcado en un modelo de baja confiabilidad (Pseudo R-cuadrado = 0,4375).

Al realizar la segunda regresión logística de las variables, ISQ, HU (eliminando la variable TqCm) de manera de generar un modelo predictivo, se observa que sólo las HU ( $P>|z|=0$ ) tienen la capacidad de predecir si el implante se cargará de forma inmediata, pero enmarcado en un modelo de muy baja confiabilidad (Pseudo R-cuadrado = 0,1441)

Al realizar la tercera regresión logística de las variables Edad, Sexo, ISQ, HU y TqCm, de manera de generar un modelo predictivo, se observa que la variable TqCm ( $P>|z|=0$ ) tiene la capacidad de predecir si el implante se cargará de forma inmediata, pero enmarcado en un modelo de baja confiabilidad (Pseudo R-cuadrado = 0,4630).

Al realizar la cuarta regresión logística de las variables Edad, Sexo, ISQ y HU (excluidos losTqCm), de manera de generar un modelo predictivo, se observa que la variable HU ( $P > |z| = 0$ ) tiene la capacidad de predecir si el implante se cargará de forma inmediata, pero enmarcado en un modelo de muy baja confiabilidad (Pseudo R-cuadrado = 0,1695).

## DISCUSIÓN

Este análisis retrospectivo fue hecho para observar si era posible establecer un modelo predictivo de carga inmediata de implantes unitarios a través de la relación con variables que reflejan la estabilidad primaria del implante como lo son las HU, de forma preoperatoria, ISQ y TqCm, de forma intraoperatoria.

Este análisis incluyó a 58 pacientes y 128 implantes, y el método incluyó variables no controlables como por ejemplo el juicio clínico del cirujano de cargar o no el implante pese a que cumpliera con el requisito del proyecto de un mínimo de 40 NCm para que el implante fuera cargado de forma inmediata, lo que se basa netamente en la experiencia del cirujano.

Aunque estos factores influenciaron en los datos, el análisis presenta nueva información de mucho valor para futuros estudios, que se podrían realizar con un número mayor de pacientes e implantes.

Debido a la falta de modelos predictivos establecidos en relación a la carga inmediata de implantes unitarios, los resultados obtenidos en esta investigación pueden servir de ayuda a los cirujanos en la decisión de seleccionar el tipo de carga a utilizar.

En el análisis, se encontró que las HU eran una herramienta para la predicción del tipo de carga a elegir. Sin embargo enmarcada en un modelo predictivo de muy baja confiabilidad así como también lo observó Schnitmann en el 2011.

Los más recientes TCCB introducidos al mercado reducen la exposición a la radiación, pero no representan unas precisas HU, no siendo las mismas que entrega los TC convencionales, difiriendo incluso entre diferentes TCCB (Levy y cols., 1982; Groell y cols., 2000; Aranyarachkul y cols., 2005; Yoo y Yin, 2006; Lagravère y cols., 2008), por lo que para realizar un análisis de las HU reales se deben hacer otros estudios que contengan regresiones lineales que permitan obtener la ecuación de conversión de los HU entregadas por el TCCB (Vatech) a

las HU de un TC convencional.

Los TqCm son frecuentemente usados para medir estabilidad primaria, pero la literatura señala que esto es variable. Li y cols., en el 2009, en un estudio de 690 implantes reportaron valores de TqCm que iban de los 20 a 50 Ncm, teniendo un promedio de Ncm mayor aquellos implantes cargados de forma inmediata. (44,29 Ncm). Ottoni y cols., en el 2005 encontraron en un estudio de 46 implantes unitarios, que a bajos Tqcm las tasas de fallas eran mayores, señalando que se requieren de 32 Ncm necesarias para la oseointegración. Maló y cols., en el 2000 y 2005, reportaron que en restauraciones de arco completo con 4 implantes en mandíbula y maxilar, es necario subfresar para lograr Tqcm mayores a 40 Ncm para asegurar la oseointegración. Wohrle en 1998, reportó una tasa de supervivencia del 100% en implantes unitarios cargados de forma inmediata cuando el TqCm correspondía a un mínimo de 45 Ncm. Cabe señalar que la medición del TqCm puede ser una medición subjetiva ya que las fresas y las llaves de torque están limitadas a valores preestablecidos, y los operadores pueden decidir cuando parar de asentar el implante. Así también el cirujano frente a huesos que ofrecen poca resistencia a realizar el procedimiento de asentar el implante, puede subfresar el hueso, lo que produce TqCm más elevados, permitiéndole cargar de forma inmediata el implante, esto pudiera producir variaciones en los datos obtenidos respecto de la realidad. Por lo que en el presente estudio, al implante no se le aplicó mayor torque del necesario para asentar el implante hasta la posición adecuada.

El ISQ es una medida objetiva, pero también es variable dependiendo del sitio donde se tome la medición, y de la generación del Osstell utilizado, por lo que en este estudio se estandarizaron las medidas en las posiciones descritas en los materiales y métodos y se utilizó el mismo aparato para realizar las mediciones. Da Cunha y cols., en el 2004 en un estudio de 24 implantes cargados de forma inmediata, encontraron que no existía una relación directa entre el ISQ y el TqCm. Claramente se necesitan mayores estudios que permitan determinar los valores

límites para esta tecnología que permitan predecir el tipo de carga a elegir.

Existen otras tecnologías con el Periotest (PTV) que es usado por algunos investigadores para medir la estabilidad inicial del implante, estableciendo algunos estudios que el PTV es el método más confiable para medir la posibilidad de falla del implante de forma intraoperatoria (Scnitmman y cols., 2011).

A medida que se va desarrollando la tecnología del diseño del implante y de su superficie, es probable que también vaya mejorando la estabilidad primaria en los implantes con una pobre calidad ósea (Szmukler-Moncler y cols., 2004). Algo interesante es el hecho de haber encontrado diferencias estadísticamente significativas entre los ISQ de los implantes del grupo control respecto del grupo Estudio no así para las variables HU y TqCm. Sin embargo la distribución de los pacientes en los grupos de estudios fue aleatoria y hasta la realización de esta investigación no se puede asumir que el diseño del implante y su superficie de manera aislada puedan definir el tipo de carga a realizar en huesos de menor densidad (menor HU). Es por esto que las observaciones hechas en este estudio pueden no ser transferibles a otros diseños de implantes así como también a otros TCCB.

Respecto a los sitios de los implantes, investigaciones señalan diferencias significativas entre los diferentes sitios de la arcadas, (Gulsahi, 2010; Shapurian 2006) separando maxilar anterior, posterior, mandibula anterior y posterior, pero en este estudio no se encontraron diferencias entre las diferentes posiciones de los implantes. Aunque el análisis de este estudio observó la frecuencia de los implantes de acuerdo a su posición unitaria, y no por regiones como la mayoría de los otros estudios, lo que daría información valiosa para ser investigada en el futuro.

Se realizaron 4 modelos predictivos en dos de ellos se incluyó la variable TqCm y en los otros dos se eliminó, debido a que al estar esta tesis basada en un proyecto de la Facultad de Odontología de la Universidad de Chile, donde los implantes fueron donados por la empresa Biomet, debido a esto existían

protocolos para decidir la carga inmediata de los implantes, el cual consistía en que el implante debía cumplir como mínimo de 40 Ncm de TqCm, es por esto que al realizar modelos predictivos fue clara la asociación mucho más potente entre la carga inmediata y el TqCm, lo que falsea los resultados del modelo. De igual forma se realizaron los modelos, el primero con las variables ISQ, HU y TqCm el cual terminó siendo el segundo mejor modelo que mejor explicaba la carga inmediata de los implantes ya que presentaba un pseudo R cuadrado mayor (0,4375) a los otros dos modelos que no presentaban el TqCm entre sus variables. En el segundo modelo se eliminó la variable TqCm y eso produjo que para ese modelo la variable HU fuera lo que mejor explicaba la variación en relación al tipo de carga, pero el modelo cayó drásticamente su poder de predicción (pseudo r cuadrado = 0,1441), siendo el más bajo de los 4 modelos. Como se tenían mayor cantidad de datos, como la edad, y el sexo, se decidió realizar modelos que incluían todas las variables previamente nombradas, es decir ISQ, TqCm, HU, Sexo y Edad, lográndose modelos predictivos con el más alto pseudo R cuadrado de los 4 (0,4630), pero con la presencia del TqCm que presenta los inconvenientes anteriormente señalados. El cuarto y último modelo, incluyó todas las variables menos el TqCm, siendo el tercer mejor modelo predictivo con un pseudo R- cuadrado de 0,1695, lo que nos permite observar el considerable cambio que se produce al quitar o agregar la variable TqCm del modelo. Cabe señalar que mientras más variables se agreguen al modelo más alto será el Pseudo r cuadrado y por lo tanto mayor poder predictivo. Como se presentaban datos como edad, sexo, tipo de implante, sitio de implante, se generaron dos modelos que incluían estas variables, pero con el inconveniente antes señalado. La realización de estos 4 modelos permite observar como varían estos frente a la presencia de una variable asociada a la carga inmediata como el TqCm, así como también como varían estos modelos cuando se les agregan más variables. Debido a esto, al analizar los 4 modelos, el que entrega información sin sesgos y más cercana a los objetivos de la investigación es el segundo modelo, es por esto que

se determinó eliminar la variable TqCm del modelo, ya que por si sola explica la carga inmediata de implantes.

Se observaron diferencias significativas entre las HU de aquellos implantes cargados de forma inmediata de aquellos cargados de forma diferida, por lo que es posible discriminar entre, hueso con densidad ósea adecuada para colocar implantes que se cargaran de forma inmediata, de hueso con densidad ósea no adecuada.

Cabe señalar que las HU no son un indicador de éxito de implante, sino una herramienta para discriminar que tipo de carga se puede realizar, ya que si un implante se ve que tiene una densidad ósea baja, se podrán realizar otros métodos para asegurarse de lograr una buena estabilidad inicial del implante, como por ejemplo subfresar el hueso para de esta manera obtener un mayor TqCm, además se podría elegir un implante más largo, o un implante con algún tipo de superficie específica que logre una mayor retención. Para ejemplificar esto se observó (aunque de forma aislada) que sólo se perdió un implante, el cual presentaba un TqCm de 90 Ncm y una densidad ósea de 2064 HU.

Schnitman en el 2012 encontró que sobre las 722 HU en conjunto con un TqCm sobre los 40 o 45 Ncm era posible cargar de forma inmediata el implante, lo que esta en acuerdo con otros estudios (Maló y cols., 2000; Whorle, 1998) .

Respecto del ISQ estudios han mostrados que sobre 68 ISQ se podría cargar de forma inmediata el implante, pero esta investigación mostró una baja correlación entre el ISQ y la carga inmediata de implantes, así como también con las HU. Cabe hacer notar que este proyecto se realizó en base a implantes unitarios, en contraste con otros estudios que se realizan en base a restauraciones plurales, lo que nos lleva a pensar que el ISQ, TqCm y HU necesarias para la carga inmediata de ese tipo de rehabilitaciones es menor que el necesario para la carga inmediata de implantes unitarios. Ya que los implantes en rehabilitaciones plurales trabajan en conjunto para responder a las fuerzas de la oclusión.

En relación a los diferentes tipos de cargas, existe también la carga diferida

en la cual no se sumerge el implante, sino que desde el momento de la cirugía se deja con el pilar de cicatrización, pero sin carga oclusal, por lo que para efecto de esta investigación se incluyeron entre los implantes con carga diferida.

Se estableció una correlación significativa, entre el TqCm, las HU y el ISQ, estableciéndose un buen modelo predictor de carga inmediata en implantes unitarios, corroborándose la hipótesis planteada en esta investigación.

## CONCLUSIONES

Dentro de las limitaciones de este estudio, la medición objetiva de la densidad ósea expresada en Unidades Hounsfield obtenidas desde un Tomógrafo axial computarizado Cone Beam, Torque quirúrgico de inserción expresado en Ncm obtenido intraoperatoriamente al igual que la frecuencia de resonancia expresada en ISQ presentan diferencias significativas en relación a la carga protésica inmediata de los implantes y utilizadas en conjunto proporcionan un bajo modelo de predicción para la decisión clínica de Carga Protésica Inmediata de implantes unitarios.

Hacen falta otros estudios donde se incluyan otras tecnologías como el Periotest, de tal forma que se pueda llegar a un modelo más certero en la predicción de la carga inmediata de forma preoperatoria. Además dentro de las limitaciones de este estudio se presenta el hecho de que el TqCm aumentaba la confiabilidad del modelo, por su clara asociación a la carga inmediata, por lo que en el futuro se podrían realizar investigaciones donde no exista un protocolo preestablecido respecto de la decisión de carga inmediata, como en este caso lo estaba en función del TqCm.

## REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

Aksoy U, Eratalay K, Tözüm TF (2009). The possible association among bone density values, resonance frequency measurements, tactile sense, and histomorphometric evaluations of dental implant osteotomy sites: a preliminary study. *Implant Dent* 18(4):316-25.

Al-Nawas B, Groetz KA, Goetz H, Duschner H, Wagner W. (2008) Comparative histomorphometry and resonance frequency analysis of implants with moderately rough surfaces in a loaded animal model. *Clin Oral Implants Res.*19:1-8.

Al-Nawas, B., Wagner, W. & Grotz, K.A. (2006) Insertion torque and resonance frequency analysis of dental implant systems in an animal model with loaded implants. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants* 21: 726–732.

Angelopoulos C, Aghaloo T (2011). Imaging technology in implant diagnosis. *Dent Clin North Am* 55:141–158.

Aranyarachkul P, Caruso J, Gantes B (2005), et al. Bone density assessments of dental implant sites: 2. Quantitative cone-beam computerized tomography. *Int J Oral Maxillofac Implants* 20:416–424.

Atieh MA, Payne AG, Duncan WJ, de Silva RK, Cullinan MP (2010). Immediate placement or immediate restoration / loading of single implants for molar tooth replacement: a systematic review and meta-analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants* 25:401–415.

Balleri P, Cozzolino A, Ghelli L, Momicchioli G, Varriale A. (2002) Stability measurements of osseointegrated implants using Osstell in partially edentulous

jaws after 1 year of loading: a pilot study. *Clin Implant Dent Relat Res*.4:128-32.

Balshi TJ, Wolfinger GJ (1997). Immediate loading of Brånemark implants in edentulous mandibles. A preliminary report. *Implant Dent* 6:83-88

Becker W, Becker BE, Huffstetler S (2003). Early functional loading at 5 days for Brånemark implants placed into edentulous mandibles: A prospective, open-ended, longitudinal study. *J Periodontol* 74:695-702

Beer A, Gahleitner A, Holm A, Tschabitscher M, Homolka P (2003). Correlation of insertion torques with bone mineral density from dental quantitative CT in the mandible. *Clin Oral Implants Res* 14:616–620.

Barewal RM, Oates TW, Meredith N, Cochran DL. (2003) Resonance frequency measurement of implant stability in vivo on implants with a sandblasted and acid-etched surface. *Int J Oral Maxillofac Implants* 18:641-51.

Boronat-López A, Peñarrocha-Diago M, Martínez-Cortissoz O, Mínguez-Martínez I.(2006) Resonance frequency analysis after the placement of 133 dental implants. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal* 11:E272-6.

Boronat López A, Balaguer Martínez J, Lamas Pelayo J, Carrillo García C, Peñarrocha Diago M. (2008) Resonance frequency analysis of dental implant stability during the healing period. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal* 13:E244-7.

BuserD,WeberHP,BraggeU,etal. (1991) Tissue integration of one stage ITI implants: three-year results of a longitudinal study with hollow cylinder and hollow screw implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 6:405-412.

Brånemark PI (1985). An introduction to osseointegration. In: Brånemark P-I, Albrektsson T, eds. Tissue-integrated prostheses: osseointegration in clinical dentistry. Chicago: Quintessence 11–53.

Bushberg J.T. The essential physics of medical imaging. Second Edition ed: Lippincot Williams & Wilkins, 2002.

Cannizzaro G, Leone M, Esposito M. (2007) Immediate functional loading of implants placed with flapless surgery in the edentulous maxilla: 1-year follow-up of a single cohort study. *Int J Oral Maxillofac Implants* 22:87-95.

Çehreli, M.C., Koçkat, A.M., Comert, A., Akkoçoglu, M., Tekdemir, I. & Akc"n, K. (2009) Implant stability and bone density: assessment of correlation in fresh cadavers using conventional and osteotome implant sockets. *Clinical Oral Implants Research* 20: 1163–1169.

Chiapasco M, Gatti C (2003). Implant-retained mandibular overdentures with immediate loading: a 3- to 8-year prospective study on 328 implants. *Clin Implant Dent Relat Res* 5:29-38

Chung S, McCullagh A, Irinakis T (2011). Immediate loading in the maxillary arch: evidence-based guidelines to improve success rates: a review. *J Oral Implantol* 37:610–621.

Comfort MB, Chu FCS, Chai J, Wat PYP, Chow TW (2005). A 5-year prospective study on small diameter screw-shaped oral implants. *J Oral Rehabil* 32:341–345.

da Cunha HA, Francischone CE, Filho HN, de Oliveira RC. (2004) A comparison between cutting torque and resonance frequency in the assessment of primary

stability and final torque capacity of standard and TiUnite single-tooth implants under immediate loading. *Int J Oral Maxillofac Implants* 19:578–585.

Ekfeldt A, Christiansson U, Ericksson T, Linden U, Lundqvist S et al (2001). A retrospective analysis of factors associated with multiple implant failures in maxillae. *Clin Oral Implants Res* 12:462–467.

Esposito M, Grusovin MG, Polyzos IP, Felice P, Worthington HV (2010). Timing of implant placement after tooth extraction: immediate, immediate-delayed or delayed implants? A Cochrane systematic review. *Eur J Oral Implantol* 3:189– 205.

Esposito M, Hirsch JM, Lekholm U, Thomsen P (1998). Biological factors contributing to failures of osseointegrated oral implants (II). Etiopathogenesis. *European Journal of oral sciences* 106:721-64.

Farre-Pages, N., Auge-Castro, M.L., Alaejos- Algarra, F., Mareque-Bueno, J., Ferres-Padro, E. & Hernandez-Alfaro, F. (2011) Relation between bone density and primary implant stability. *Medicina Oral, Patología Oral Y Cirugía Bucal* 16: e62–e67.

Friberg B, Sennerby L, Meredith N, Lekholm U. (1999) A comparison between cutting torque and resonance frequency measurements of maxillary implants. A 20-month clinical study. *Int J Oral Maxillofac Surg.* 28:297-303.

Geertman ME, Slagter AP, Van't Hof MA, Van Wass MAJ, Kalk W (1999). Masticatory performance and chewing experience with implant-retained mandibular overdentures. *J Oral Rehabil* 26:7–13.

Glauser R, Sennerby L, Meredith N, Rée A, Lundgren A, Got- tlow J, et al. (2004) Resonance frequency analysis of implants subjected to immediate or early

functional occlusal loading. Successful vs. failing implants. *Clin Oral Implants Res.*15:428-34.

Goldman L.W. Principles of CT and CT technology. *Journal of Nuclear Medicine and Technology*, 115-128, 2007.

Gotfredsen K, Hjorting-Hansen E. (1990) Histologic and histomorphometric evaluation of submerged and nonsubmerged titanium implants. In: Laney WR, Tolman DE, eds. *Tissue Integration in Oral, Orthopedic, and Maxillofacial Reconstruction*. Chicago: Quintessence 31-40.

Groell R, Rienmueller R, Schaffler GJ, Portugaller HR, Graif E, Willfurth P. (2000) CT number variations due to different image acquisition and reconstruction parameters: A thorax phantom study. *Comput Med Imaging Graph* 24:53–58.

Grunder U (2001). Immediate functional loading of immediate implants in edentulous arches: two-year results. *Int J Periodontics Restorative Dent* 21:545–551.

Grutter L, Belser UC (2009). Implant loading protocols for the partially edentulous esthetic zone. *Int J Oral Maxillofac Implants* 24:169–179.

Gulsahi A, Paksoy CS, Ozden S, Kucuk NO, Cebeci AR, Genc Y. (2010) Assessment of bone mineral density in the jaws and its relationship to radiomorphometric indices.

*Dentomaxillofac Radiol.* 39(5):284-9.

Gulsahi A (2011). Bone quality assessment for dental implants. Baskent University, Faculty of Dentistry, Ankara, Turkey.

Hall J, Lausmaa J (2000). Properties of a new porous oxide surface on titanium implants. *Appl Osseointegration Res* 1:5-8.

Henry P, Tan A, Allan B, Hall J, Johansson C (2000). Removal torque comparison of TiUnite and turned implants in the Greyhound dog mandible. *Appl Osseointegration Res* 1:15-17.

Hounsfield GN (1973). Computerized transverse axial scanning (tomography): Part I. Description of system. *Br J Radiol.* 1995 Nov;68(815):H166-72. PubMed PMID: 8542219.

Hua Y, Nackaerts O, Duyck J, Maes F, Jacobs R (2009). Bone quality assessment based on cone beam computed tomography imaging. *Clin Oral Implants Res* 20:767–771.

Huang HM, Lee SY, Yeh CY, Lin CT. (2002) Resonance frequency assessment of dental implant stability with various bone qualities: a numerical approach. *Clin Oral Implants Res.*13:65-74.

Huang YH, Xiropaidis AV, Sorensen RG, Albandar JM, Hall J, Wikesjö UME (2005). Bone formation at titanium porous oxide (TiUnite) oral implants in type IV bone. *Clin Oral Impl Res* 16:105-111.

Huwiler MA, Pjetursson BE, Bosshardt DD, Salvi GE, Lang NP. (2007) Resonance frequency analysis in relation to jawbone characteristics and during early healing of implant installation. *Clin Oral Implants Res.*18:275-80.

Isoda, K., Ayukawa, Y., Tsukiyama, Y., Sogo, M., Matsushita, Y. & Koyano, K. (2012) Relationship between the bone density estimated by cone- beam computed

tomography and the primary stability of dental implants. *Clinical Oral Implants Research* 23: 832–836.

Ito Y, Sato D, Yoneda S, Ito D, Kondo H, Kasugai S. (2008) Relevance of resonance frequency analysis to evaluate dental implant stability: simulation and histomorphometrical animal experiments. *Clin Oral Implants Res.*19:9-14.

Jemt T, Lekholm U (1995). Implant treatment in edentulous maxilla: a five-year follow-up report on patients with different degrees of jaw resorption. *Int J Oral Maxillofac Implants* 10:303–311.

Johansson B, Strid KG. (1994) Assessment of bone quality from cutting resistance during implant surgery. *Int J Oral Maxillofac Implants* 6:164-171

Johansson, B., Baöck, T. & Hirsch, J.M. (2004) Cutting torque measurements in conjunction with implant placement in grafted and nongrafted maxillas as an objective evaluation of bone density: a possible method for identifying early implant failures? *Clinical Oral Implants Research* 6: 9–15.

Lagravère MO, Carey J, Ben-Zvi M, Packota GV, Major PW. (2008) Effect of object location on the density measurement and Hounsfield conversion in a NewTom 3G cone beam computed tomography unit. *Dentomaxillofac Radiol* 37:305–308.

Lehmann L.A., Alvarez R.E., Macovski A., Brody W.R., Pelc N.J., Riederer S.J., Hall A.L. (1981) Generalized image combinations in dual kvp digital radiography. *Medical Physics*, 659-667.

Leighton Y, Carvajal JC. (2013) Protocolo protésico de carga inmediata en maxilares desdentados utilizando una cubeta multifuncional. *Int. J. Odontostomat.*, 7(2):299-304.

Levi C, Gray J, McCullough E, Hattery R. (1982) The unreliability of CT numbers as absolute values. *AJR Am J Roentgenol* 139: 443 – 447.

Li W, Chow J, Hui E, Lee PK, Chow R. (2009) Retrospective study on immediate functional loading of edentulous maxillas and mandibles with 690 implants, up to 71 months of follow-up. *J Oral Maxillofac Surg* 67:2653–2662.

Maló P, Rangert B, Dvårsäter L. (2000) Immediate function of Brånemark implants in the esthetic zone: A retrospective clinical study with 6 months to 4 years of follow-up. *Clin Implant Dent Relat Res* 2:138–146.

Maló P, Rangert B, Nobre M. (2005) All-on-4 immediate-function concept with Brånemark System implants for completely edentulous maxillae: A 1-year retrospective clinical study. *Clin Implant Dent Relat Res* 7(suppl 1):S88–S94.

Meredith N, Shagaldi F, Alleyne D, Sennerby L, Cawley P. (1997) The application of resonance frequency measurements to study the stability of titanium implants during healing in the rabbit tibia. *Clin Oral Implants Res.* 8:234-43.

Meredith N, Alleyne D, Cawley P. (1996) Quantitative determination of the stability of the implant-tissue interface using resonance frequency analysis. *Clin Oral Implants Res.* 7:261-7.

Meredith N. (1998) Assessment of implant stability as a prognostic determinant. *Int J Prosthodont.* 11:491-501

Misch C.,E. (2008). Density of Bone: Effects on surgical approach and healing, In: *Contemporary Implant Dentistry*, C.E. Misch (ed), pp. 645-667, Mosby, Elsevier, ISBN 978-0-323-04373-1, Canada.

Nackaerts O, Maes F, Yan H, Couto Souza P, Pauwels R, Jacobs R (2011). Analysis of intensity variability in multislice and cone beam computed tomography. *Clin Oral Implants Res* 22(8):873-879.

Naitoh, M., Hirukawa, A., Katsumata, A. & Arijji, E. (2009) Evaluation of voxel values in mandibular cancellous bone: relationship between cone-beam computed tomography and multislice helical computed tomography. *Clinical Oral Implants Research* 20: 503–506.

Naitoh M, Katsumata A, Mitsuya S, Kamemoto H, Arijji E (2004). Measurement of mandibles with microfocus x-ray computerized tomography and compact computerized tomography for dental use. *Int J Oral Maxillofac Implants* 19:239–246.

Nedir R, Bischof M, Szmukler-Moncler S, Bernard JP, Samson J. (2004) Predicting osseointegration by means of implant primary stability. *Clin Oral Implants Res.* 15:520-8.

Nomura, Y., Watanabe, H., Honda, E. & Kurabayashi, T. (2010) Reliability of voxel values from cone-beam computed tomography for dental use in evaluating bone mineral density. *Clinical Oral Implants Research* 21: 558–562.

Norton RM, Gamble C (2001). Bone classification: an objective scale of bone density using the computerized tomography scan. *Clin Oral Implants Res* 12:79–84.

Novelline R (2000). *Fundamentos de radiología*. 1ª edición. Ed. Barcelona, Masson 29-30

Oliveira RC, Leles CR, Normanha LM, Lindh C, Ribeiro- Rotta RF (2008). Assessments of trabecular bone density at implant sites on CT images. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 105(2):231-238.

Olsson M, Urde G, Andersen JB, Sennerby L. (2003) Early loading of maxillary fixed cross-arch dental prostheses supported by six or eight oxidized titanium implants: results after 1 year of loading, case series. *Clin Implant Dent Relat Res.* 5 Suppl 1:81-7.

O'Sullivan D, Sennerby L, Meredith N. (2000) Measurements comparing the initial stability of five designs of dental implants: a human cadaver study. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2:85-92.

Otoni JM, Oliveira ZF, Mansini R, Cabral AM. (2005) Correlation between placement torque and survival of single-tooth implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 20:769–776.

Quesada-García MP, Prados-Sánchez E, Olmedo-Gaya MV, Muñoz-Soto E, González-Rodríguez MP, Vallecillo-Capilla M. (2009) Measurement of dental implant stability by resonance frequency analysis: a review of the literature. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal.* 1;14(10):e538-46.

Ramírez JC, Arboleda C, McCollough C (2008). Tomografía computarizada por rayos X: fundamentos y actualidad. *Revista Ingeniería Biomédica* 2(4)

Rabel, A., Kohler, S.G. & Schmidt-Westhausen, A.M. (2007) Clinical study on the primary stability of two dental implant systems with resonance frequency analysis. *Clinical Oral Investigations* 11: 257–265.

Salimov F, Tatli U, Kürkçü M, Akoğlan M, Oztunç H, Kurtoğlu C (2013). Evaluation of relationship between preoperative bone density values derived from cone beam computed tomography and implant stability parameters: a clinical study. *Clin Oral Implants Res* doi: 10.1111/clr.12219

Schnitman PA, Wohrle PS, Rubenstein JE, DaSilva JD, Wang NH (1997). Ten-year results for Branemark implants immediately loaded with fixed prostheses at implant placement. *J Oral Maxillofac Implants* 12(4):495-503.

Schnitman PA, Hwang JW (2011). To immediately load, expose, or submerge in partial edentulism: a study of primary stability and treatment outcome. *Int J Oral Maxillofac Implants* (4):850-9. PubMed PMID: 21841995.

Schroeder A, Mawglen B, Sutter F. (1983) Hohlzylinderimplantat: typ-F zur prothesen-retention bei zahnlosen kafer. *Schweizerische Monatschrift für Zahnherlkunde*. 93:720-733.

Sennerby L, Meredith N. (1998) Resonance frequency analysis: measuring implant stability and osseointegration. *Compend Contin Educ Dent*. 19:493-8, 500-502.

Shapurian T, Damoulis PD, Reiser GM, Griffin TJ, Rand WM (2006). Quantitative evaluation of bone density using the Hounsfield index. *Int J Oral Maxillofac Implants* (2):290-7.

Stellingsma K, Slagter AP, Stegenga B, Raghoobar GM, Meijer HJA (2005). Masticatory function in patients with an extremely resorbed mandible restored with mandibular implant-retained overdentures: comparison of three types of treatment protocols. *J Oral Rehabil* 32:403–410.

Szmukler-Moncler S, Testori T, Bernard JP. (2004) Etched implants: A comparative surface analysis of four implant systems. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater* 69:46–57.

Tinsley D, Watson CJ, Ogden AR (1999). A survey of UK centres on implant failures. *J Oral Rehabil* 24:14–18.

Turkyilmaz I (2006). Clinical and radiological results of patients treated with two loading protocols for mandibular overdentures on Branemark implants. *J Clin Periodontol* 33:233–238.

Turkyilmaz, I., Sennerby, L., McGlumphy, E.A. & Toözüm, T.F. (2009) Biomechanical aspects of primary implant stability: a human cadaver study. *Clinical Implant Dentistry and Related Research* 11: 113–119.

Turkyilmaz (2008). Stability parameters and implant success: a retrospective clinical study. *BMC Oral Health*. 24;8:32. McGlumphy EA. Influence of bone density on implant

Turkyilmaz, I., Toözüm, T.F., Tumer, C. & Ozbek, E.N. (2006) Assessment of correlation between computerized tomography values of the bone, and maximum torque and resonance frequency values at dental implant placement. *Journal of Oral Rehabilitation* 33: 881–888.

Turkyilmaz I, Toözüm TF, Tumer MC (2007). Bone density assessments of oral implant sites using computerized tomography. *J Oral Rehabil* (4):267-72.

Turkyilmaz, I., Tumer, C., Ozbek, E.N. & Toözüm, T.F. (2007) Relations between the bone density values from computerized tomography, and implant stability parameters: a clinical study of 230 regular platform implants. *Journal of clinical*

periodontology 34: 716–722.

Trisi P, De Benedittis S, Perfetti G, Berardi D (2011). 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* 22(5):567-570.

Truhlar RS, Morris HF, Ochi S, Winkler S (1994). Second-stage failures related to bone quality in patients receiving endosseous dental implants: DICRG interim report no. 7. *Implant Dent* 3:252–255.

Valiyaparambil JV, Yamany I, Ortiz D, Shafer DM, Pendrys D, Freilich M, Mallya SM (2012). Bone quality evaluation: comparison of cone beam computed tomography and subjective surgical assessment. *Int J Oral Maxillofac Implants* 27(5):1271-1277. PubMed PMID: 23057044.

Verdonck HW, Meijer GJ, Laurin T, Nieman FH, Stoll C, Riediger D, et al. (2008) Implant stability during osseointegration in irradiated and non-irradiated minipig alveolar bone: an experimental study. *Clin Oral Implants Res.* 19:201-6.

Visser A, Geertman ME, Meijer HJA, Raghoobar GM, Kwakman JM, Creuger NHJ, Van Oort RP (2002). Five years of aftercare of implant-retained mandibular overdentures and conventional dentures. *J Oral Rehabil* 29:113–120.

Wohrle PS. (1998) Single-tooth replacement in the aesthetic zone with immediate provisionalization: Fourteen consecutive case reports. *Pract Periodontics Aesthet Dent* 10:1107–1114.

Yoo S, Yin FF (2006). Dosimetric feasibility of cone-beam CT-based treatment planning compared to CT-based treatment planning. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 66:1553–1561

## ANEXOS

## CARTAS DE INSCRIPCION DEL PROYECTO EN LA FACULTAD.



Nº 078/2013  
 MAT.: Aprobación de Protocolo  
 SANTIAGO, 25 de Noviembre de 2013

Señora  
 Prof. Nora Silva Steffens  
 Directora  
 Escuela de Pregrado  
 Facultad de Odontología  
**PRESENTE**

Estimada Prof. Silva:

Comunico a Ud. que el Sr. Erwin Rodríguez Basulto, alumno de 6º año de la Carrera de Odontología, desarrolló el Protocolo de Anteproyecto de Investigación titulado “**Unidades Hounsfield en Tomografía computarizada como predictor de indicación de carga protésica inmediata de implantes unitarios**”, cuyo tutor principal es el Prof. Dr. Juan Carlos Carvajal Herrera, y que cumple con el Método Científico y conclusión pertinente.

De acuerdo al análisis y correcciones con el alumno de dicho Protocolo, el Sr. Rodríguez se ha hecho merecedor de la **APROBACIÓN** de éste.

Sin otro particular, la saluda atentamente,

  
 T.M. ALEX ALLIENDES ARANCIBIA  
 PROF. ADJUNTO  
 JEFE SERVICIO DE IMAGENOLOGIA

**Adjunto:** Protocolo de Investigación Corregido  
 AAA/pvg

# CARTA DE ACEPTACION DEL CEC



## ACTA DE APROBACION DE PROTOCOLO DE INVESTIGACIÓN

ACTA N°: 2011/02

1. Acta De Aprobación De Protocolo De Estudio Clínico N° 2011/01
2. Miembros del Comité Ético-Científico de la Facultad de Odontología de la Universidad de Chile participantes en la aprobación del Proyecto:

**Dr. Juan Cortés**  
Presidente Miembro permanente del CE

**Dr. Alejandro Escobar**  
Miembro permanente del CE

**Dr. Eduardo Rodríguez Y.**  
Miembro permanente del CE

**Dra. Macarena Miranda V**  
Miembro permanente del CE

**Dra. Ximena Lee**  
Miembro permanente del CE

**Srta. Valentina Fajreidin Ch**  
Miembro permanente del CE

3. **Fecha d Aprobación:** 20/07/2011

4. **Título completo del proyecto:** "Un estudio prospectivo, aleatorizado controlado del éxito de integración de un nuevo sistema de conexión de implantes en casos de carga inmediata", versión 17/06/2011.

5. **Investigador responsable:** Dr. Juan Carlos Cavajal Herrera, Profesor Asociado, Departamento de Prótesis, Facultad de Odontología, Universidad de Chile,

6. **Institución:** Facultad de Odontología, Universidad de Chile.

7. **Documentación Revisada:**

- Proyecto versión 25/04/2011, 17/06/2011, en español y en inglés y su modificación del 06/07/2011.
- CI versión 06/07/2011 en español
- Currículo del investigador responsable y de los co-investigadores
- Seguro de protección para los pacientes
- Cartas de aprobación del Director Centro Clínico

8. **Carácter del estudio y la población:**

Se trata de un ensayo clínico, prospectivo, aleatorizado controlado del éxito de integración de un nuevo sistema de conexión de implantes en casos de carga inmediata. El estudio se realizará en una muestra por conveniencia de 60 participantes entre 18 y 70 años, sin enfermedades sistémicas que tengan relación con el metabolismo óseo.

Es: 20/07/2011