



UNIVERSIDAD DE TALCA  
FACULTAD DE CIENCIAS DE LA SALUD  
ESCUELA DE ODONTOLOGIA

ANÁLISIS DE LA PRECISIÓN DEL SOFTWARE 3D-SLICER EN LA  
IDENTIFICACIÓN DE VARIACIONES VOLUMÉTRICAS Y DE ESPESOR EN  
MUESTRAS ÓSEAS BOVINAS IN-VITRO SEGÚN INTENSIDAD DE RADIACIÓN

MEMORIA PARA OPTAR AL TITULO DE CIRUJANO DENTISTA

ALUMNO: JOSE PACHECO VIRALTA

PROFESOR GUIA: DR. JUAN SCHILLIN

TALCA - CHILE

2018

## AGRADECIMIENTOS

*A mis padres por el apoyo incondicional, por los valores que me entregaron y que guiaran  
mi vida profesional y personal hasta el último día.*

*A mis docentes que marcaron mi formación académica y en especial al Dr. Juan Schilling  
por su apoyo y buena disposición durante todo el proceso de desarrollo de esta memoria  
de título.*

*A mis amigos, que son el colchón donde puedo caer mil veces pero que nunca fallará. Por  
los buenos momentos, las risas, los llantos juntos, las rutas en bicicleta y más.*

*A todos quienes son, fueron y serán parte de mi vida, porque sin lugar a dudas dejaron  
enseñanzas en mí.*

*Rather than love, than money, than fame, give me truth.*

*Henry David Thoreau*

**AUTORIZACIÓN PARA LA PUBLICACIÓN  
DE MEMORIAS DE PREGRADO Y TESIS DE POSTGRADO**

Yo, **JOSE FRANCISCO PACHECO VIRALTA**, cédula de Identidad N° **18.177.001-5** autor de la memoria o tesis que se señala a continuación, **SI** autorizo a la Universidad de Talca para publicar en forma total o parcial, tanto en formato papel y/o electrónico, copias de mi trabajo.

Esta autorización se otorga en el marco de la Ley N° 20.435 que modifica la Ley N° 17.336 sobre Propiedad Intelectual, con carácter gratuito y no exclusivo para la Universidad.

Título de la memoria o tesis:	ANÁLISIS DE LA PRECISIÓN DEL SOFTWARE 3D-SLICER EN LA IDENTIFICACIÓN DE VARIACIONES VOLUMÉTRICAS Y DE ESPESOR EN MUESTRAS ÓSEAS BOVINAS IN-VITRO SEGÚN INTENSIDAD DE RADIACIÓN.
Unidad Académica:	DEPARTAMENTO DE ESTOMATOLOGÍA
Carrera o Programa:	ODONTOLOGÍA
Título y/o grado al que se opta:	CIRUJANO DENTISTA
Nota de calificación	7.0

**Timbre Escuela**



**Firma de Alumno**

A handwritten signature in blue ink, appearing to be "J. Pacheco", written over a horizontal line.

**Rut: 18.177.001 - 5**

**Fecha: 09 / 01 / 2019**

## ÍNDICE

1	INTRODUCCIÓN .....	5
2	Objetivo General:.....	7
3	Objetivos Específicos:.....	7
4	PREGUNTA DE INVESTIGACIÓN .....	8
5	REVISION BIBLIOGRÁFICA .....	9
5.1	Tomografía Computarizada de Haz Helicoidal.....	10
5.2	Tomografía Computarizada de Haz Conico.....	12
5.2.1	Funcionamiento de la TCHC .....	12
5.2.2	Fuente de emisión de rayos X.....	13
5.2.3	Muestra o paciente a ser estudiado .....	16
5.2.4	Sensor.....	17
5.3	Variables del equipo TCHC .....	17
5.3.1	Campo de Visión.....	18
5.3.2	Kilovoltaje (Kv) y Miliamperaje (mA) .....	20
5.3.3	Tamaño del Vóxel.....	21
5.4	Aplicaciones de TCHC en Odontología.....	22
5.5	Software de post-procesamiento de imágenes .....	22
5.6	Funcionamiento.....	24
5.6.1	Segmentación .....	25
5.6.2	Representación de Volúmenes .....	26
5.6.3	Superposición de Modelos 3D .....	26

5.7	Métodos de registro espacial.....	28
5.7.1	Registro basado en Superficie.....	28
5.7.2	Registro Basado en Hitos.....	29
5.7.3	Registro Basado en Vóxel.....	29
5.8	3D-Slicer.....	30
5.9	Variables de error en la superposición de modelos 3D.....	30
5.10	Vacíos en conocimiento científico.....	32
6	MATERIALES Y MÉTODO.....	34
6.1	Diseño del estudio.....	34
6.1.1	Tiempos Operatorios.....	35
6.2	Población a ser estudiada y sitio del estudio.....	36
6.3	Tamaño de la muestra.....	36
6.4	Variables.....	37
6.4.1	Kilovoltaje (Kv):.....	37
6.4.2	Tamaño del vóxel:.....	37
6.4.3	Método de Registro Espacial:.....	37
6.4.4	Miliamperaje (mA):.....	38
6.4.5	Medición manual de espesor y volumen:.....	38
6.5	Método de selección de sujetos.....	39
6.6	Tratamiento/ Técnicas de examen.....	40
6.6.1	Preparación de las muestras.....	40
6.6.2	Determinación de la posición de las muestras en el equipo.....	41
6.6.3	Preparación del equipo tomográfico.....	41
6.6.4	Adquisición volumétrica.....	42

6.6.5	Post-Procesamiento de imágenes .....	44
6.6.6	Análisis manual de bloques óseos.....	50
6.6.7	Plan de control de calidad de los datos obtenidos .....	51
6.6.8	Análisis de datos .....	53
6.6.9	Aspectos éticos a considerar .....	54
7	RESULTADOS.....	55
7.1	Análisis de Volumen.....	55
7.2	Análisis de espesor.....	58
7.2.1	Comparación de Medias.....	62
7.2.3	Normalidad .....	65
7.2.4	Coefficiente de Correlación Intraclase .....	66
7.2.5	ICC para cada variable individual.....	67
8	DISCUSIÓN .....	69
9	CONCLUSIÓN.....	78
10	RESUMEN .....	80
11	BIBLIOGRAFÍA .....	81
12	APENDICES.....	84

## 1 INTRODUCCIÓN

Actualmente la Tomografía Computarizada de Haz Cónico (TCHC) es la técnica más ampliamente utilizada en el campo odontológico para la obtención de imágenes en 3D, ya que permite al clínico el estudio detallado de la morfología en todos los planos del espacio. Además, permite controlar diversas variables que influirán en la calidad final de las imágenes.

El post-procesamiento de las imágenes obtenidas mediante TCHC se realiza con softwares especializados, los cuales se encuentran a disposición del profesional tanto de forma gratuita como de pago. Una de las características de mayor interés de dichos softwares es su capacidad de generar reconstrucciones tridimensionales de la anatomía del paciente (modelos 3D), facilitando la comprensión de la compleja anatomía del área maxilofacial.

Adicionalmente, los softwares de post-procesamiento de imágenes poseen la capacidad de calcular tanto, medidas lineales como el volumen de un modelo 3D con una alta precisión según reportes de literatura especializada. El método más utilizado para medir dicha precisión es la sustracción realizada sobre dos modelos 3D superpuestos entre sí. Dichos modelos son obtenidos de un mismo paciente o muestra en distintos tiempos operatorios, con el fin de evaluar los efectos de un tratamiento específico, patrones de reabsorción ósea, cuantificación del desarrollo o crecimiento, etc.

Sin duda, los análisis descritos previamente constituyen una gran posibilidad de aplicaciones en las distintas áreas odontológicas en cuanto a diagnóstico de patologías y planificación de futuros tratamientos. Sin embargo, la escasez de evidencia en donde se compruebe la precisión cuantitativa de dichas reconstrucciones 3D y la influencia de las distintas variables presentes al realizar una adquisición volumétrica, hace necesario su análisis, con el fin de entregar un mayor grado de sustento a los estudios disponibles actualmente en la literatura.

El propósito del siguiente estudio experimental es analizar la precisión con la que un software de licencia gratuita, logra identificar las variaciones de espesor y volumen de 4 muestras óseas bovinas in-vitro, manipulando la variable intensidad de radiación.

## 2 Objetivo General:

- Analizar la precisión con la que un software de licencia gratuita, logra identificar variaciones de espesor y volumen utilizando superposición de modelos 3D de 4 muestras óseas bovinas in-vitro según la variable intensidad de radiación.

## 3 Objetivos Específicos:

- Identificar la concordancia existente entre las mediciones de espesor y volumen determinadas a través de métodos de cuantificación manual y superposición de modelos 3D de muestras óseas bovinas, utilizando el software 3D-Slicer.

- Comparar la precisión con la que el software 3D-Slicer logra identificar los cambios de espesor utilizando superposición de modelos 3D de muestras óseas bovinas según la variable intensidad de radiación con respecto a mediciones manuales obtenidas en laboratorio.

- Comparar la precisión con la que el software 3D-Slicer logra identificar las variaciones de volumen utilizando superposición de modelos 3D de muestras óseas bovinas según la variable intensidad de radiación con respecto a mediciones manuales obtenidas en laboratorio.

#### 4 PREGUNTA DE INVESTIGACIÓN

¿Cuál es la correlación estadística existente entre las mediciones de espesor y volumen calculadas de forma manual y las obtenidas a través de superposición de modelos 3D con el software 3D-Slicer?

## 5 REVISION BIBLIOGRÁFICA

El análisis radiológico de la región maxilofacial constituye una herramienta fundamental en el quehacer de la práctica odontológica, esto debido a la gran cantidad de información que se logra obtener de las diversas técnicas radiográficas disponibles, tanto para el diagnóstico como para la planificación de diversos tratamientos. Convencionalmente, las imágenes radiográficas intraorales son obtenidas mediante variadas técnicas bidimensionales (2D o en dos dimensiones), en donde se produce la superposición de las estructuras anatómicas sobre un plano de proyección (Barbieri Petrelli, Flores Guillén, Escribano Bermejo, & Discepoli, 2006).

Las técnicas radiográficas intraorales convencionales no están exentas de limitaciones como la posibilidad de sufrir errores o “artefactos” como lo son los distintos tipos de distorsiones que se producen al realizar una determinada técnica radiográfica con una angulación errónea del tubo de rayos X o mal ubicación del paciente o el escaso campo de visión que permite estudiar una película radiográfica convencional. Otro inconveniente importante a destacar es cuando se requiere comparar la evolución o progresión de una lesión a lo largo del tiempo, ya que resulta de gran dificultad obtener una estandarización de los parámetros de angulación y posicionamiento de la película en ambos tiempos operatorios (Durack & Patel, 2012).

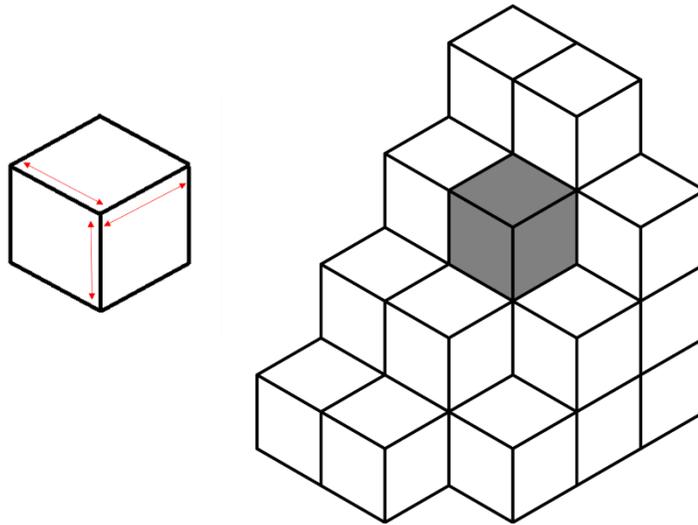
En base a esto, surge la necesidad de desarrollar nuevas técnicas imagenológicas que permitan el estudio detallado de la anatomía sin las limitaciones de la radiografía convencional y que permitan adicionalmente, una mayor gama de herramientas al clínico para su mejor desempeño.

## 5.1 Tomografía Computarizada de Haz Helicoidal

La Tomografía computarizada de Haz helicoidal o más comúnmente conocida como Tomografía Computarizada Medica (TC) fue desarrollada en el 1971 por Hounsfield (Swennen & Schutyser, 2006). Esta técnica introducía en el campo radiológico la capacidad de obtener imágenes de la morfología del paciente en los tres planos del espacio (Axial, Coronal y Sagital), y adicionalmente, la posibilidad de utilizar estas imágenes para realizar reconstrucciones 3D mediante softwares especializados.

### - **Imagen 3D**

Una imagen 3D se compone de un grupo de imágenes en 2D o bien denominados “sectores”. Su unidad básica corresponde al vóxel (figura n°1), elemento que almacena la información codificada en escala de grises, según la intensidad de radiación absorbida o capturada por el sensor del equipo. Dicho cálculo es realizado por el software del ordenador utilizando avanzados algoritmos matemáticos (Grauer, Cevidane, & Proffit, 2009).



*Figura n°1. En la izquierda, configuración geométrica de un vóxel isotrópico donde cada una de las caras que lo compone poseen igual medida. En la derecha, distribución esquemática de los vóxeles que componen una imagen 3D.*

Sin embargo, y pese a todas las ventajas que presenta la TC médica, su uso en odontología no fue ampliamente difundido debido principalmente a los altos niveles de radiación a los que es sometido el paciente en comparación con una radiografía tradicional en 2D (Kumar, Shanavas, Sidappa, & Kiran, 2015). Otra de las desventajas de la TC medica es la escasa disponibilidad de equipos de esta naturaleza en el sistema de salud o su elevado costo de implementación, entre otras. (Kumar et al., 2015).

## 5.2 Tomografía Computarizada de Haz Conico

Durante el año 1998, Mozzo et al (Mozzo, Procacci, Tacconi, Martini, & Andreis, 1998), presentan un nuevo sistema de adquisición de imágenes 3D llamada Tomografía Computarizada de Haz Conico (TCHC) que se desarrolla específicamente para obtener imágenes radiográficas de la región maxilofacial y con hasta 10 veces menos radiación para el paciente que la TC médica (Almukhtar, Ju, Khambay, McDonald, & Ayoub, 2014).

En los últimos años se han desarrollado una gran variedad de equipos de TCHC. La principal diferencia entre dichos equipos es su capacidad de modificar diversos parámetros al momento de realizar la toma radiográfica que van desde la posición que debe adoptar el paciente, el nivel de resolución deseado en la imagen, intensidad de la radiación, etc.

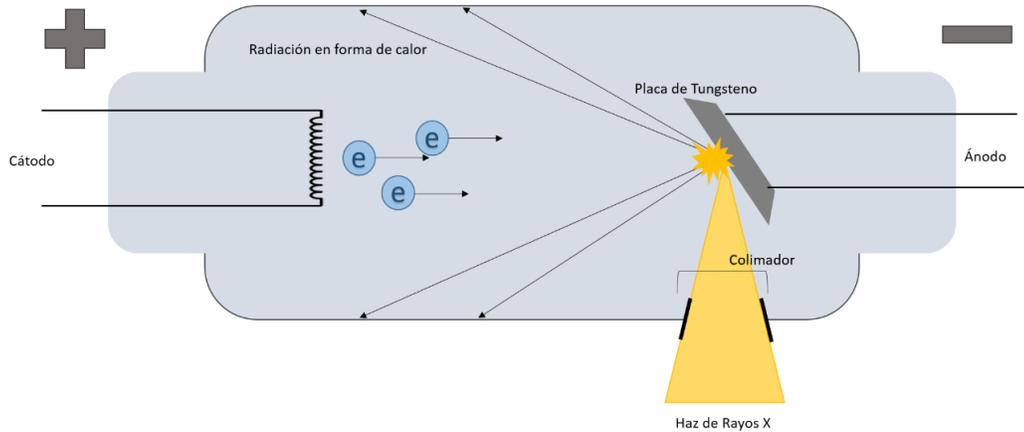
### 5.2.1 Funcionamiento de la TCHC

El equipo de TCHC, al igual que la radiografía convencional o en 2D, basa su funcionamiento en los principios de formación de la imagen radiográfica (Pauwels, Araki, Siewerdsen, & Thongvigitmanee, 2015). Es decir, a modo muy general, se requiere de una fuente de emisión de rayos X, una muestra o paciente a ser estudiado y un sensor que recopila la información de la toma radiográfica. Adicionalmente la TCHC requiere de un software de post-procesamiento de las imágenes para generar visualizaciones en los 3 planos del espacio.

### 5.2.2 Fuente de emisión de rayos X

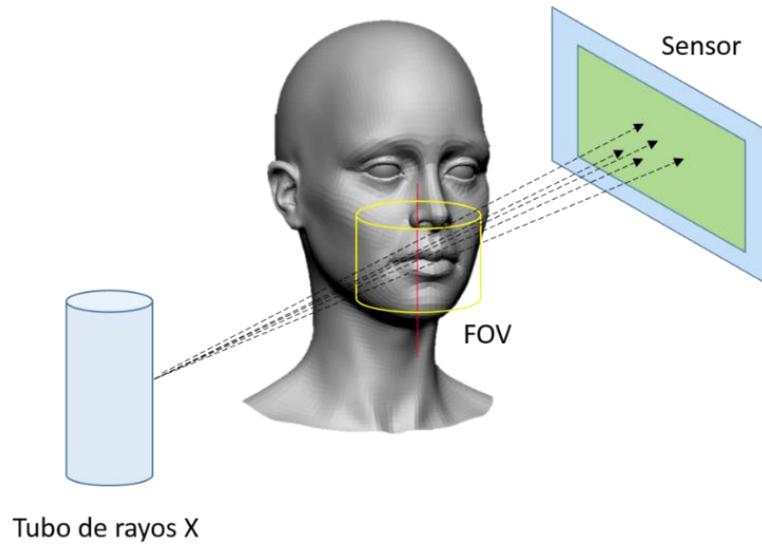
Corresponde a una cámara de vacío que contiene un circuito eléctrico con dos electrodos de cargas opuestas (positivo y negativo) denominados Cátodo y Ánodo. El cátodo se compone de un filamento metálico, generalmente de wolframio en tanto el Ánodo está formado por una placa metálica de tungsteno (Whaites, 2008).

Cuando este sistema es activado por la corriente alterna, el filamento del cátodo aumenta su temperatura induciendo la liberación de electrones. A su vez, el ánodo adquiere una carga eléctrica negativa, produciéndose una diferencia de potencial eléctrico dentro del tubo de rayos X (Pauwels et al., 2015). La gran diferencia de cargas entre ambos electrodos produce que los electrones liberados en el cátodo sean atraídos hacia el ánodo, impactando directamente sobre la placa metálica de tungsteno (Whaites, 2008). La energía liberada producto del impacto de los electrones provenientes desde cátodo hacia ánodo, se traduce principalmente en calor y solo un pequeño porcentaje se traducirá en rayos X. Este proceso es conocido como efecto Bremsstrahlung (Pauwels et al., 2015) y se representa en la figura n°2.



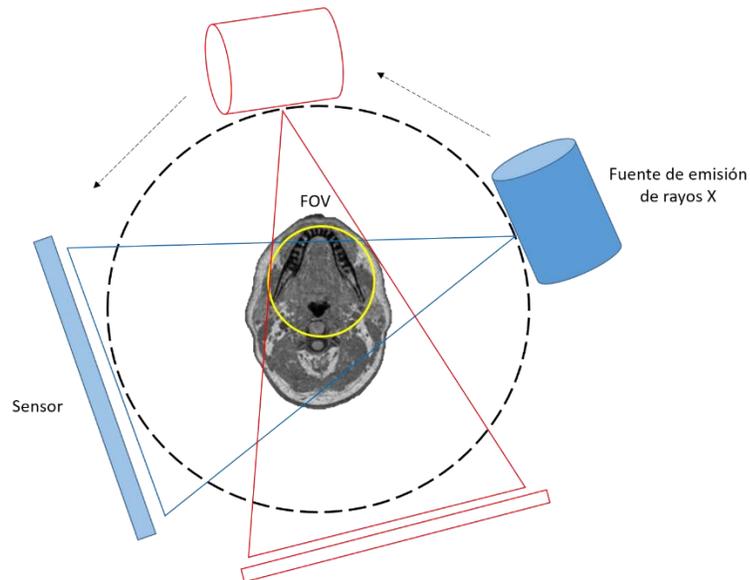
*Figura n°2. Estructura general de los elementos que componen el tubo de rayos X donde el paso de la corriente alterna induce la liberación de electrones desde el filamento del cátodo, los cuales son atraídos hacia el ánodo por la diferencia de cargas eléctricas. El impacto de los electrones en la placa de tungsteno se traduce en la producción de rayos X en un mínimo porcentaje y la liberación de calor.*

El equipo de TCHC utiliza un haz de rayos X en forma de cono, en donde la fuente de emisión de rayos se desplaza en 360° alrededor del paciente o muestra, seguidos en posición contraria, por un detector o sensor que traduce la información hacia el monitor del equipo como se muestra en la figura n°3.



*Figura n°3. Representación gráfica del funcionamiento general del equipo de TCHC en donde la fuente de emisión de rayos X dispara un haz de radiación de forma cónica que atraviesa los tejidos del paciente para luego ser captado por el sensor que se ubica en forma paralela a la primera estructura.*

Durante el recorrido descrito por el tubo de rayos y el sensor, se obtienen proyecciones en 2D de la muestra con diferentes angulaciones, las cuales son generadas por exposiciones sucesivas durante el recorrido (figura n°4). Estas imágenes bidimensionales se denominan “Imágenes de Base” y se utilizan, luego de distintos procesamientos automatizados que realiza el ordenador, para obtener una imagen 3D del paciente o muestra en estudio (Kumar et al., 2015).



*Figura n°4. Representación en el plano transversal del movimiento de traslación del sensor y la fuente de emisión de rayos X de un equipo de TCHC. Cada cierto intervalo de grados se generan proyecciones en 2D de la muestra o paciente, los cuales son necesarios para la representación volumétrica posterior a través de softwares especializados.*

### 5.2.3 Muestra o paciente a ser estudiado

Corresponde al sujeto o tejido de interés al momento de realizar el examen. En el caso del paciente, el estudio debe estar debidamente justificado por un profesional competente y que previamente ha realizado un examen clínico de la situación particular que crea la necesidad de realizar dicho estudio, ya que si bien el paciente es expuesto a radiación ionizante, los

beneficios obtenidos a partir de la realización prueba son mucho mayores o de mayor relevancia clínica que los riesgos propios del examen (B. Friedland & D. A. Miles, 2014).

Cuando se trabaja con muestras (in-vitro), se debe considerar la naturaleza de sus componentes ya que, si bien el TCHC tiene un excelente desempeño al evaluar el tejido calcificado, su rendimiento disminuye cuando se trata de tejido blando (Lucia H. S. Cevidanes, Styner, & Proffit, 2009).

#### 5.2.4 Sensor

Cumple la función de captar los rayos X que han sido atenuados por la penetración de los tejidos de la muestra o paciente y traducir las señales recibidas en imágenes codificadas por escalas de grises (Pauwels et al., 2015) al ordenador que realizara el post-procesamiento de la imagen.

### 5.3 Variables del equipo TCHC

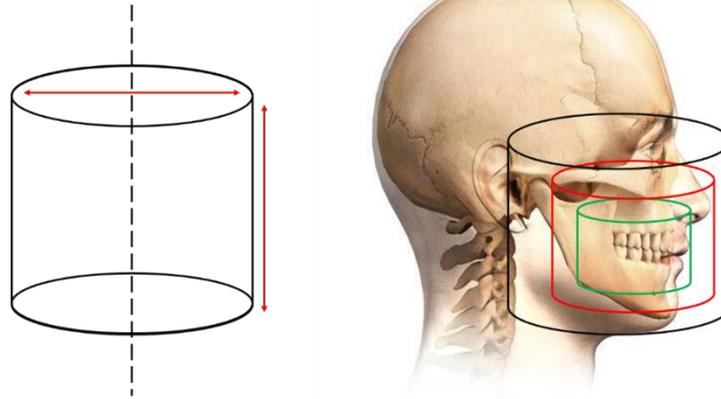
Si bien todos los equipos de TCHC trabajan siguiendo los principios previamente mencionados, el desarrollo de nuevas innovaciones proporciona al usuario la capacidad de ajustar ciertos parámetros del equipo al momento de realizar la adquisición volumétrica y que pueden influir directamente sobre la calidad final de la imagen obtenida.

### 5.3.1 Campo de Visión

Uno de los principales parámetros que puede variar entre los equipos de TCHC es Campo de Visión (FOV, del inglés Field of View) que corresponde al volumen total que es capaz de analizar el equipo en una adquisición volumétrica. El tamaño del FOV está directamente relacionado con la resolución final de la imagen y la dosis de radiación a la cual es sometido el paciente (Pauwels et al., 2015).

Los equipos de TCHC se clasifican en 3 grupos de acuerdo al tamaño del FOV que utilizan (Kiljunen, Kaasalainen, Suomalainen, & Kortensniemi, 2015):

- FOV Grande:  $> 15\text{Cm}^3$  de escaneo
- FOV Mediano:  $10 - 15\text{Cm}^3$  de escaneo
- FOV Pequeño:  $< 10\text{Cm}^3$  de escaneo



*Figura n°5. Representación de las distintas medidas de Campo de visión o FOV las cuales se clasifican como FOV Grande:  $> 15 \text{ Cm}^3$  de escaneo (negro); FOV Mediano:  $10 - 15 \text{ Cm}^3$  de escaneo (rojo); FOV Pequeño:  $< 10 \text{ Cm}^3$  de escaneo (verde).*

En cuanto a la resolución final de la imagen, un campo de visión (FOV) más amplio, si bien incluirá un mayor número de estructuras en la imagen final, tendrá una menor definición de detalles. Relación contraria se genera cuando se realiza una adquisición volumétrica con un FOV pequeño, donde la definición de detalles de la imagen final es mayor (Pauwels et al., 2015).

Es necesario también en este punto, que el profesional que emite la solicitud del examen de TCHC tenga presente la finalidad del mismo, ya que la relevancia clínica de la resolución de una imagen no siempre es un punto crucial para realizar un diagnóstico, como por ejemplo en lesiones de gran extensión en los maxilares (Bernard Friedland & Dale A. Miles, 2014).

En relación a la dosis de radiación a la que es expuesto el paciente, a mayor FOV mayor será también la radiación emitida por el equipo. Nuevamente se debe hacer énfasis en el rol ético que cumple el profesional al solicitar el examen y a la correcta selección de los parámetros del equipo a momento de realizar la adquisición volumétrica (Kamburoglu et al., 2011).

### 5.3.2 Kilovoltaje (Kv) y Miliamperaje (mA)

El voltaje se utiliza para cuantificar la fuerza de la diferencia de potencial eléctrico entre dos cargas. Aplicado a la formación de rayos X en el equipo tomográfico, corresponde a la fuerza de atracción a la cual son sometidos los electrones del cátodo hacia el ánodo. Por lo tanto, al aumentar el voltaje del equipo, aumenta la velocidad con que estos electrones golpean la barra de tungsteno del ánodo, produciendo rayos X de mayor energía y de una longitud de onda corta (Whaites, 2008).

En el equipo de TCHC los valores de voltaje se tipifican como Kilovoltios (Kv) que es equivalente a 1000 voltios. Cabe señalar que los equipos utilizados para realizar TCHC requieren el uso de 65 Kv a 100 Kv para generar imágenes útiles para el diagnóstico clínico (Kiljunen et al., 2015).

En cuanto al Miliamperaje, es quien regula la temperatura que alcanza el cátodo cuando se activa el circuito eléctrico, es decir, define la cantidad de electrones generados para la producción de rayos X. A mayor temperatura alcanzada por el cátodo, mayor será la cantidad de electrones libres producidos y, por ende, mayor cantidad de rayos X generados (Whaites, 2008).

### 5.3.3 Tamaño del Vóxel

Uno de los factores que puede determinar la calidad o resolución de una imagen de TCHC es el tamaño del vóxel, donde a menor tamaño, aumenta la emisión de radiación y se logra una mayor definición de detalles (Maret et al., 2012). Si bien la resolución final de la imagen es un punto importante a considerar, es necesario tener en cuenta que un diagnóstico efectivo no siempre requiere someter al paciente a un mayor nivel de radiación para obtener gran nitidez en la imagen (Bernard Friedland & Dale A. Miles, 2014).

Si bien el tamaño del vóxel incide directamente en la calidad de la imagen final, muchos otros parámetros también adquieren gran relevancia en cuanto a este punto. Variables como la intensidad de la radiación, tamaño del FOV o la cooperación del paciente son puntos igual de relevantes.

#### 5.4 Aplicaciones de TCHC en Odontología

Con el advenimiento de la TCHC y su gran variedad de aplicaciones clínicas, se inicia una nueva etapa en el estudio imagenológico del complejo maxilofacial, presentándose así nuevas herramientas diagnosticas mucho más precisas que las disponibles anteriormente, generando potenciales beneficios para el paciente.

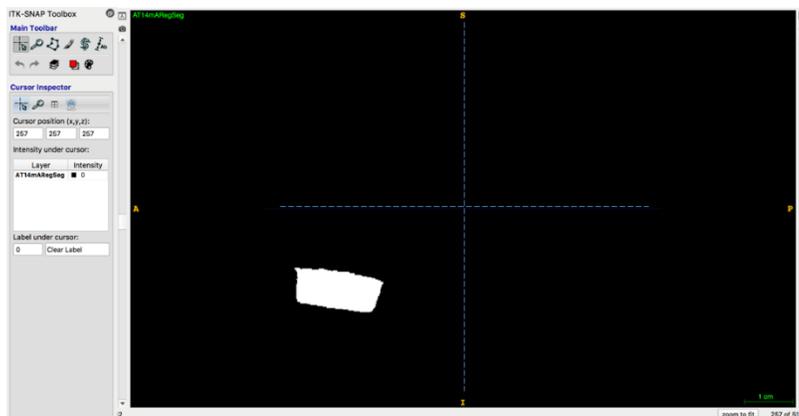
Actualmente el uso de TCHC es transversal a la atención de odontología general como de especialidad, donde destaca su uso para el diagnóstico de diversas patologías, la evaluación de diversos tratamientos o los efectos de los mismos durante el tiempo. Su es rol imprescindible para muchos procedimientos de diversas áreas como cirugía maxilofacial, endodoncia, periodoncia, diagnostico de patologías de la Articulación Temporomandibular (ATM), ortodoncia, entre otras (Aljehani, 2014; Durack & Patel, 2012; Honda, Larheim, Maruhashi, Matsumoto, & Iwai, 2006; Kapila & Nervina, 2015).

#### 5.5 Software de post-procesamiento de imágenes

El procesamiento de las imágenes obtenidas a través de TCHC se realiza mediante diversos softwares especializados que utilizan las “imágenes base” en 2D para construir visualizaciones de la muestra en los 3 planos del espacio (Pauwels et al., 2015).

Este proceso permite explorar la imagen tomográfica por planos o segmentos, mediante la visualización en la pantalla del ordenador. La ubicación precisa en el espacio virtual de la muestra es representada por la intersección de 2 líneas perpendiculares en las ventanas del software (Grauer et al., 2009), como se puede observar en la figura n°6. Adicionalmente, los distintos softwares disponibles permiten al operador rotar, acercar o panoramizar la imagen entre otras variadas funciones dependiente de cada desarrollador.

*Figura n°6. Representación de líneas de orientación en la interfaz del software ITK-SNAP*



## 5.6 Funcionamiento

A groso modo, los softwares de post-procesamiento de imágenes obtenidas de TCHC se definen como plataformas o aplicaciones digitales utilizadas para el análisis y visualización de imágenes médicas (Kikinis & Pieper, 2011; Yushkevich, Yang, & Gerig, 2016).

Normalmente, el fabricante del equipo de TCHC incorpora un software de propia autoría compatible. Sin embargo, actualmente existe una amplia gama de softwares gratuitos y de pago disponibles para el usuario. Es precisamente el primero grupo, los que facilitan la masificación de su uso, posibilitando el desarrollo de nuevas herramientas de análisis de imagen, investigación clínica e interfaces más amigables con el operador (Andriy Fedorov et al., 2012).

Tanto los softwares gratuitos como de pago son compatibles con un formato digital común para procesar los archivos de volumen llamado DICOM (Digital Imaging and Communication in Medicine) el cual es utilizado como norma mundial para la adquisición, almacenamiento y visualización de imágenes en medicina (Burgess, 2015). Dentro de un archivo DICOM, además de estar incluidas la o las imágenes radiográficas del paciente, se pueden incorporar datos adicionales de este, como por ejemplo nombre, número de identificación o modalidad de adquisición de la imagen, entre otros.

Dentro de la amplia gama de herramientas que ofrecen los softwares de post-procesamiento de imágenes de TCHC se pueden mencionar la segmentación de estructuras anatómicas, la representación de volúmenes y la superposición de modelos 3D, siendo estas las de mayor relevancia para la comprensión del presente estudio experimental.

### 5.6.1 Segmentación

Corresponde al proceso de análisis de las secciones transversales del conjunto de datos volumétricos obtenidos de TCHC, donde se persigue delimitar la forma de las estructuras visibles de dichas secciones (L. H. Cevidanes et al., 2005), es decir, se delimitan los límites anatómicos de una estructura de interés, con el fin de separarlo del resto de los tejidos de la muestra.

Existen distintos métodos de segmentación a los que puede acceder el operador. El primero de ellos es la segmentación manual, donde el operador es quien define punto a punto los límites de la estructura a identificar. Otro método es la segmentación semiautomática, la cual combina la rapidez del cálculo automático de la estructura hecho por el ordenador, con la experiencia del usuario. Finalmente, la segmentación automática realiza el mismo procedimiento dependiendo netamente del cálculo realizado por el ordenador, sin considerar en absoluto de la intervención del usuario (P. A. Yushkevich et al., 2006).

### 5.6.2 Representación de Volúmenes

Previo a la representación del volumen de la muestra analizada, las imágenes en 2D o “imágenes base” son sometidas a varias etapas de pre-visualización con el fin de eliminar posibles artefactos o errores de la imagen, asociadas a distintas variables durante la adquisición volumétrica como por ejemplo variaciones en la corriente oscura o errores de píxeles en el detector (Pauwels et al., 2015).

A groso modo, la reconstrucción de imágenes 3D se puede clasificar en 3 grandes grupos: Proyección Retrospectiva, Técnicas de Reconstrucción Algebraica y Métodos Estadísticos (Pauwels et al., 2015).

El método de reconstrucción de imágenes 3D más ampliamente utilizado por los softwares de los equipos de TCHC es el de Proyección Retrospectiva debido a su simplicidad y cortos tiempos de reconstrucción (Pauwels et al., 2015).

### 5.6.3 Superposición de Modelos 3D

Se refiere a la capacidad del software de sobreponer 2 modelos 3D del mismo paciente o muestra, construidos a partir de imágenes de TCHC. Puede basarse en puntos anatómicos designados por el operador, la concordancia de la superficie de las muestras o en la equivalencia en escala de grises de los vóxeles que componen las imágenes (Ponce-Garcia et al., 2018).

La finalidad de este procedimiento es realizar la medición cuantitativa de las variaciones tanto de volumen como en distancias lineales medias entre ambos modelos 3D de una muestra o paciente después de algún procedimiento quirúrgico, la remodelación ósea de alguna zona en respuesta a una patología, o el desplazamiento de alguna estructura de interés (Almukhtar et al., 2014; L. H. S. Cevidanes et al., 2015).

Este proceso puede ser codificado a través de mapas de transparencias o mapas de color en los cuales se puede asignar distintas tonalidades a las variaciones entre ambos modelos superpuestos. Para la asignación de color al mapa, el software realiza cálculos estadísticos automatizados que evalúan las distancias lineales medias entre las superficies o los vóxeles (dependiendo del método de registro a utilizar) que componen ambos modelos 3D (Almukhtar et al., 2014; Lucia H. S. Cevidanes et al., 2009).

En cuanto al uso clínico de la superposición de modelos 3D, la evaluación de los cambios óseos de diversos tratamientos quirúrgicos u ortopédicos y su estabilidad en el tiempo, constituyen una de las principales aplicaciones, posibilitando la cuantificación teóricamente precisa de los efectos del tratamiento (Almukhtar et al., 2014). Adicionalmente, ha sido aplicada para el estudio de la patología de la Articulación Temporomandibular (ATM) permitiendo el desarrollo de criterios más precisos para el diagnóstico diferencial de la patología articular (Schilling et al., 2014).

## 5.7 Métodos de registro espacial

La literatura describe 3 métodos de registro espacial para realizar superposiciones de modelos 3D: los registros Basados en Superficie, los registros Basados en Hitos y los registros basados en vóxel (Ponce-Garcia et al., 2018).

### 5.7.1 Registro basado en Superficie

Corresponde al primer método descrito para realizar superposiciones de imágenes en 3D (Almukhtar et al., 2014). A diferencia de otros métodos de superposición, el registro basado en superficie no trabaja con los datos volumétricos de las imágenes (Vóxeles) si no que requiere de un pre-procesamiento de los modelos 3D. Dicho paso previo consiste en la segmentación de las estructuras de interés y la generación de una malla de superficie, la cual corresponde a una representación visual, a través de vectores, de la anatomía superficial de la muestra (Gkantidis et al., 2015).

El registro basado en superficie inicia con la aproximación manual de ambos modelos 3D debidamente pre-procesados. Seguidamente la posición de ambos modelos es corregida mediante algoritmos automáticos incorporados en el software con el fin evitar errores dependientes del operador (Gkantidis et al., 2015).

### 5.7.2 Registro Basado en Hitos

El registro basado en hitos o puntos de referencia trabaja utilizando como guías para la superposición, puntos anatómicos o teóricamente determinados en la muestra. Los hitos se utilizan para definir un sistema de coordenadas base dentro de la muestra 3D y generalmente corresponden a estructuras anatómicas que presentan una muy baja o nula variabilidad morfológica en el tiempo (Lagravere, Secanell, Major, & Carey, 2011).

### 5.7.3 Registro Basado en Vóxel

Se define como un método automático de registro espacial, el cual se basa en la comparación del nivel de escala de grises de cada vóxel en ambos modelos 3D (Nada et al., 2011) para lograr una superposición más precisa. A diferencia de los dos métodos de registro espacial previamente descritos, el proceso no requiere determinación de hitos o la confección de mapas de superficies, los cuales son dependientes de la experiencia y conocimiento del operador, por lo tanto, se encuentran sujetos a sesgos dependientes del usuario.

Este método se presenta como una alternativa teóricamente más precisa para la evaluación cuantitativa de la superposición de modelos 3D, sin embargo, la experiencia y pericia del operador no siempre es reemplazable con la automatización de los procesos mediante los softwares.

## 5.8 3D-Slicer

Es una aplicación de software de código abierto cuya finalidad es la visualización de imágenes biomédicas. Surge como resultado final de la sumatoria de variados proyectos independientes para la visualización de imágenes y el análisis pre quirúrgico a fines de la década de los 90 (A. Fedorov et al., 2012). Una de las principales características y que además constituye la principal fuente de versatilidad del software es la disponibilidad de variadas extensiones que pueden instalarse, permitiendo la ejecución de análisis específicos dependiendo de las necesidades de la investigación.

El software 3D-Slicer no cuenta con la aprobación de la FDA (agencia gubernamental de Estados Unidos a cargo de la administración de alimentos y medicamentos) para su uso en planificación de tratamientos en pacientes, más bien está destinado a ser una aplicación que posibilite la disposición de herramientas válidas para la investigación científica (A. Fedorov et al., 2012).

## 5.9 Variables de error en la superposición de modelos 3D

La construcción de modelos 3D de imágenes obtenidas a partir de TCHC no está exenta de posibles fuentes de error que pueden influir en la calidad final de la imagen. Estos errores pueden presentarse al momento de realizar la toma radiográfica, como también durante el proceso de superposición de modelos 3D.

Los errores en el post-procesamiento de imágenes están sujetos directamente al método de registro espacial a utilizar. En el caso del registro espacial basado en superficie, las principales fuentes de error ocurren en el proceso de construcción de malla de superficie 3D ya que dicha etapa corresponde a procesos que dependen de la experiencia del operador (Ponce-Garcia et al., 2018), por lo que pueden existir diferencias en los resultados finales de la superposición entre los distintos profesionales.

En el registro basado en hitos, la identificación precisa de los puntos de referencia a utilizar depende del operador, por lo que pueden existir diferencias en la ubicación espacial de un mismo punto entre operadores distintos. Pese a lo anteriormente descrito, la literatura reporta que los errores interoperador, al comparar superposiciones de modelos 3D basados en hitos es clínicamente no significativa con un error promedio de 1.24mm (Ponce-Garcia et al., 2018).

A diferencia de los métodos de registro espacial anteriormente descritos, el registro basado en vóxel supone la exclusión de errores dependientes del operador al ser un método automatizado, sin embargo, se deben considerar posibles errores dependientes del procesamiento de las imágenes por parte del software durante la aplicación de filtros o suavizado de las imágenes, que podrían alterar el resultado final de los modelos 3D (Ponce-Garcia et al., 2018).

Si bien cada método de registro espacial presenta limitaciones inherentes a su forma de procesar las imágenes, pueden existir fuentes de error previas al post-procesamiento de las mismas que deben ser consideradas. Variables propias de cada equipo tomográfico como son, tamaño del vóxel, tamaño del FOV, intensidad de radicación, número de proyecciones por rotación, tipo de sensor, etc., no han sido evaluadas de forma independiente por la literatura disponible por lo que sugiere líneas de investigación que considere estos parámetros como posibles variables que pueden afectar el resultado final de una superposición de imágenes 3D.

#### 5.10 Vacíos en conocimiento científico

La precisión de las imágenes obtenidas a través de TCHC ha sido evaluada por diversos autores a lo largo del tiempo, donde la superposición de modelos 3D en base a los diversos métodos anteriormente mencionados, constituye la herramienta principal para cuantificar los cambios volumétricos y las diferencias en distancias medias lineales en pacientes sometidos a diversos tratamientos como cirugía ortognática o expansión maxilar rápida.

En una revisión sistemática realizada por Ponce, et al. en el año 2017, se recopilaron estudios que evaluaban la precisión de distintos métodos de superposición de modelos 3D y que cumplieran con la calidad metodológica mínima para ser incluidos en el estudio. Según los antecedentes recopilados informaron que las variaciones volumétricas y la cuantificación de distancias lineales medias no tuvieron diferencias estadísticamente significativas para ninguno de los 3 métodos de superposición. Sin embargo, las superposiciones basadas en vóxel presentaron una mejor reproducibilidad interoperador obteniendo un rango de variación de entre 0,25 a 0,5 mm medidas a nivel de la base anterior de cráneo. A su vez, los métodos basados en superficie e hitos, si bien fueron menos precisos, las variaciones son

clínicamente insignificantes por lo que también se les considera métodos adecuados para evaluar los cambios morfológicos de tejidos duros en pacientes sometidos a distintos tipos de tratamiento (Ponce-Garcia et al., 2018)

## 6 MATERIALES Y MÉTODO

### 6.1 Diseño del estudio

El presente estudio experimental consistió en la comparación de la precisión de las medidas de espesor y volumen analizadas a través de métodos manuales y por superposición de modelos 3D obtenidos a partir de TCHC de 4 muestras oseas bovinas in-vitro. Adicionalmente se evaluó la influencia de la variable Intensidad de Radiación en el nivel de correlación entre las medidas de espesor y volumen calculadas por métodos manuales y software.

Las muestras oseas bovinas fueron sometidas a un procedimiento de acondicionamiento previo a la determinación de volumen y espesor. Dichos valores serán medidos antes y después de realizar 2 perforaciones de 1 mm (Perforación1) y 0,5 mm (Perforación 2) de diámetro y profundidad aleatoria en la superficie de cada uno de los bloques. Debido a lo anterior, se definieron 2 tiempos operatorios para realizar a cabo el estudio.

### 6.1.1 Tiempos Operatorios

El presente estudio experimental fue dividido en dos tiempos operatorios:

- **T0 o pre-operatorio:** corresponde a la determinación manual de espesor y volumen de las muestras y a la primera serie de adquisiciones volumétricas de los bloques **ANTES** de realizar ambas perforaciones en su superficie.
- **T1 o post-operatorio:** corresponde a la determinación física de espesor y volumen de las muestras y a la segunda serie de adquisiciones volumétricas de los bloques **LUEGO** de realizar ambas perforaciones en su superficie.

*Figura n°7. Se observan las muestras oseas tras realizar las perforaciones de 1mm y 0,5mm de diámetro en su superficie.*



## 6.2 Población a ser estudiada y sitio del estudio

Correspondió a muestras oseas bovinas in-vitro debidamente obtenidas y acondicionadas para su utilización en el presente estudio experimental.

Dicho procedimiento se realizó en las dependencias de departamento de Radiología Oral y Maxilofacial de la Universidad de Talca.

## 6.3 Tamaño de la muestra

La muestra correspondió a 4 bloques de tejido óseo bovino, los cuales fueron sometidos a un total de 32 Tomografías Computarizada de Haz Conico con el equipo Sirona ORTHOPHOS XG DS/Ceph d3352. A partir de las adquisiciones volumétricas se construyó 32 modelos 3D que posteriormente se utilizaron para realizar 16 superposiciones usando el método de registro espacial basado en vóxel.

## 6.4 Variables

### **Independientes:**

6.4.1 Kilovoltaje (Kv): Corresponde a una medida de fuerza expresada en voltios, que hace referencia a la diferencia de potencial de dos cargas eléctricas. Este parámetro se mantendrá constante durante el estudio con una medida de 85 kV.

6.4.2 Tamaño del vóxel: Corresponde a las dimensiones de la unidad básica que conforma la imagen 3D. Durante el estudio el tamaño de vóxel se mantuvo constante en  $0,16mm^3$  siendo equivalente a la resolución “HD” en el equipo Sirona ORTHOPHOS XG DS/Ceph d3352.

6.4.3 Método de Registro Espacial: Corresponde al mecanismo mediante el cual el software realiza la superposición de dos modelos 3D a fin de comparar variaciones medidas en distancias lineales y volumen total. En el presente estudio se evaluó el método de registro espacial basado en vóxel. Esta variable fue cuantificada en milímetros (mm) mediante la sustracción digital realizada por los softwares en las zonas previamente establecidas.

## **Dependientes:**

6.4.4 Miliamperaje (mA): Es la unidad de medida usada para representar la intensidad de una corriente eléctrica medida en Amperios. Dentro del funcionamiento del tubo de rayos, define la cantidad de electrones liberados para la producción de rayos X. El equipo Sirona ORTHOPHOS XG DS/Ceph d3352, con resolución HD (tamaño de vóxel de  $0,16mm^3$ ), permite seleccionar cuatro posibles intensidades de Miliamperaje: 4mA, 5mA, 6mA Y 7mA.

6.4.5 Medición manual de espesor y volumen: La medición manual de espesor corresponde a la cuantificación del grosor de cada una de las muestras (medida en mm) en 2 zonas de su superficie previamente establecidas. Dicho procedimiento se realizará en ambos tiempos operatorios (T0 y T1), es decir antes y después de realizadas las perforaciones, con el fin de calcular la profundidad de estas. La medición se realizó mediante un calibrador de metales milimetrado.

En cuanto a la medición manual de volumen, este se realizó mediante el método de desplazamiento de agua de un volumen conocido con una probeta graduada en milímetros cúbicos ( $mm^3$ ).

## 6.5 Método de selección de sujetos

La selección de las muestras se basó según los siguientes criterios:

- Muestras oseas bovinas
- Presencia de cortical ósea compacta de espesor adecuado
- Superficie y borde regular, libre de cavitaciones que puedan alterar la medición de su espesor

Todos los bloques óseos fueron obtenidos desde el Fémur bovino debido a la presencia de hueso cortical de espesor suficiente como para construir bloques de forma regular y de bordes bien definidos. Es importante destacar que se seleccionó el hueso compacto en desmedro del hueso esponjoso debido a que la presencia de trabéculas oseas podría sesgar la medición de espesor de forma manual debido a la presencia de espacios ocupados por tejido blando que posteriormente quedaran vacíos dentro de su configuración.

## 6.6 Tratamiento/ Técnicas de examen

### 6.6.1 Preparación de las muestras

Las muestras oseas fueron sometidas a un proceso de descontaminación para su uso seguro en el estudio:

- Ebullición en agua a 100 °C de todos los bloques por 60 minutos
- Eliminación mecánica de restos orgánicos
- Desinfección con hipoclorito de sodio al 0,5%

Luego del proceso de descontaminación, se realizó el recorte de las muestras oseas mediante el uso de discos diamantados e instrumental rotatorio para dimensionar bloques de 3 x 2 x 1 cm.

Finalmente, los bloques fueron rotulados en orden alfabético de la letra “A” a la letra “D”.

### 6.6.2 Determinación de la posición de las muestras en el equipo

Se definió la posición de los bloques en el equipo radiográfico para realizar las adquisiciones de TCHC a fin de disminuir las variaciones en la orientación espacial que puedan generar dificultades en la superposición de los modelos 3D. Dicha determinación de posición se realizó en un contenedor de polietileno previamente demarcado y acondicionado con una superficie de espuma de alta densidad. La finalidad de este procedimiento es facilitar la reorientación espacial que debe ser realizada con el software para una superposición precisa.

### 6.6.3 Preparación del equipo tomográfico

El equipo de TCHC Sirona ORTHOPHOS XG DS/Ceph fue configurado en resolución HD (tamaño de vóxel isotrópico 0,16 mm) y 85kV como parámetros constantes para todas las adquisiciones.

La intensidad de la radiación fue configurada por la variable Miliamperios (mA) en los siguientes rangos: 4mA, 5mA, 6mA y 7mA.

Finalmente, se confeccionó una plataforma debidamente adaptada para el correcto posicionamiento de las muestras dentro del FOV del equipo radiográfico.



*Figura n°8. Equipo de TCHC Sirona ORTHOPHOS XG DS/Ceph en instalaciones del departamento de Imagenología Oral y Maxilofacial de la Universidad de Talca. A la derecha se observa la plataforma confeccionada para la ubicación de las muestras dentro del FOV del equipo.*

#### 6.6.4 Adquisición volumétrica

Se ubicó el bloque “A” dentro de un recipiente con agua con el fin de simular la absorción de rayos X de los tejidos blandos, en la posición previamente determinada en el equipo.

Las tomas radiográficas fueron divididas en 2 tiempos operatorios:

- T0: tomografía de la muestra sin modificaciones en su superficie
- T1: tomografía de la muestra con perforaciones de 1 y 0,5 mm de diámetro y profundidad variable en su superficie

El bloque “A” fue sometido a 4 Tomografías Computarizadas de Haz Conico (TCHC) en tiempo operatorio T0 con los siguientes parámetros configurados en el equipo:

- 1° Toma: Resolución HD, 85kV, 4mA, Sector Anterior.
- 2° Toma: Resolución HD, 85kV, 5mA, Sector Anterior.
- 3° Toma: Resolución HD, 85kV, 6mA, Sector Anterior.
- 4° Toma: Resolución HD, 85kV, 7mA, Sector Anterior.

Se repitió el procedimiento anteriormente descrito para los bloques “B”, “C” y “D”. Posteriormente se realizaron perforaciones de 1mm y 0,5mm de diámetro y profundidad variable en la superficie de cada bloque, denominando dichas perforaciones como “1” y “2” respectivamente.

Seguidamente, se procedió a la toma radiográfica en el segundo tiempo operatorio T1 para el bloque “A” con los siguientes parámetros configurados en el equipo:

- 1° Toma: Resolución HD, 85kV, 4mA, Sector Anterior.
- 2° Toma: Resolución HD, 85kV, 5mA, Sector Anterior.
- 3° Toma: Resolución HD, 85kV, 6mA, Sector Anterior.
- 4° Toma: Resolución HD, 85kV, 7mA, Sector Anterior.

Se repitió el procedimiento anteriormente descrito para los bloques “B”, “C” y “D”. Luego de finalizadas las adquisiciones volumétricas se obtuvo un total de 32 conjuntos de datos, compuestos de 512 imágenes bidimensionales cada uno, a partir de los 4 bloques óseos estudiados en los tiempos operatorios T0 y T1.

#### 6.6.5 Post-Procesamiento de imágenes

Para el post-procesamiento de las imágenes se utilizaron 2 softwares especializados los cuales corresponden a ITK-SNAP (versión ITK-SNAP 3.6.0) y 3D-Slicer (versión Slicer 4.9.0), ambos obtenidos de manera gratuita desde la página oficial de sus desarrolladores.

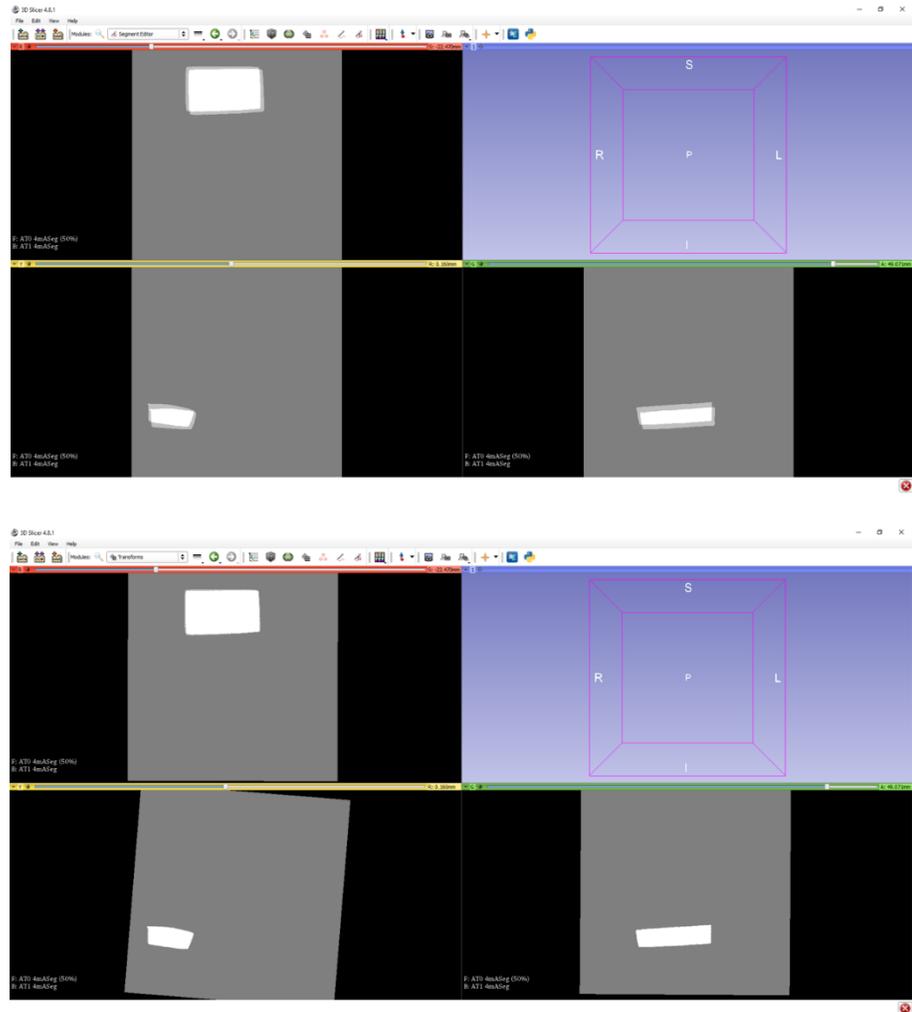
A continuación, se detallarán los procedimientos realizados a las imágenes obtenidas en ambos tiempos operatorios para cada uno de los cuatro bloques óseos del estudio.

#### 6.6.5.1 Segmentación automática por umbral de densidad

Utilizando el software ITK-SNAP se realizó la segmentación automatizada de cada una de las muestras con el fin de delimitar las áreas de interés para la superposición de los modelos 3D (Paul A. Yushkevich et al., 2006).

#### 6.6.5.2 Corrección de orientación de las muestras

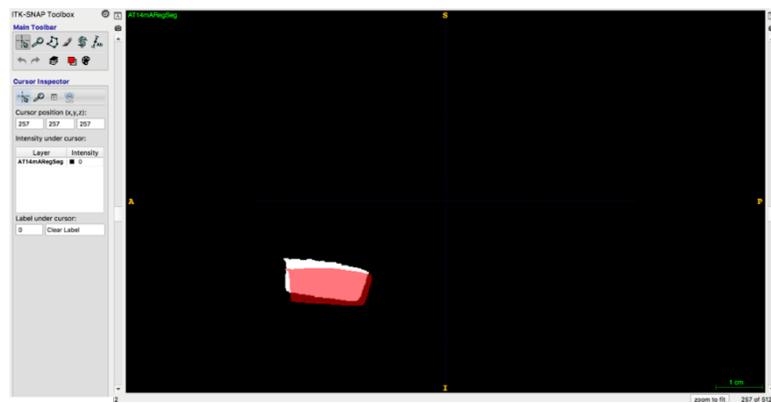
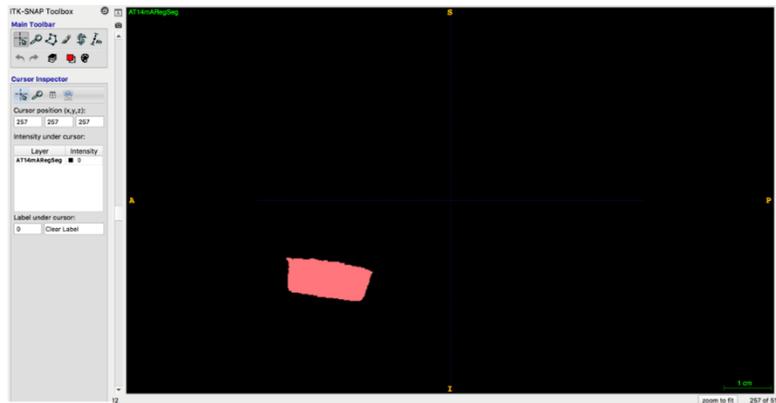
Posterior a la segmentación y utilizando el software 3D-Slicer, se realizó la corrección de orientación para cada muestra en ambos tiempos operatorios y según su nivel de miliamperaje. El procedimiento consistió en igualar la orientación de los bloques para facilitar la superposición de los modelos 3D, tomando como referencia la posición del bloque en T0 para cada uno de los casos. La determinación de la posición se realiza inicialmente de forma manual, acercando los límites de ambos bloques con el cursor en los 3 planos del espacio figura nº9. La aproximación manual se utiliza para generar un archivo, denominado matriz de posición, que contiene la nueva orientación del bloque en el tiempo operatorio T1. Finalmente se realiza el ajuste automatizado en donde el software aplica la matriz de posición al bloque en T1 y corrige las diferencias que pudieron no solucionarse en la etapa previa, obteniéndose como resultado final un nuevo archivo de cada bloque en T1 con la nueva posición



*Figura n°9. Captura de pantalla del software 3D-Slicer en donde se observa la corrección de orientación espacial del bloque en T1 con respecto al mismo en T0.*

Luego de la segmentación y la corrección de orientación de las muestras y a modo de incorporar una etapa intermedia de control de calidad de los resultados, se comprobó la corrección de orientación mediante la comparación de las segmentaciones en el software ITK-SNAP como se muestra en la figura n°10.

*Figura n°10. Etapa de comprobación de reorientación espacial de los modelos 3D. se cargaron los archivos segmentados en el tiempo operatorio T1 de cada bloque óseo en el software ITK-SNAP para comprobar el cambio de orientación luego de la aplicación de la matriz en el software 3D-Slicer.*



Finalmente, se realizó la superposición de los modelos 3D (T0 y T1) de cada bloque según cada nivel de miliamperaje (4mA, 5mA, 6mA y 7mA).

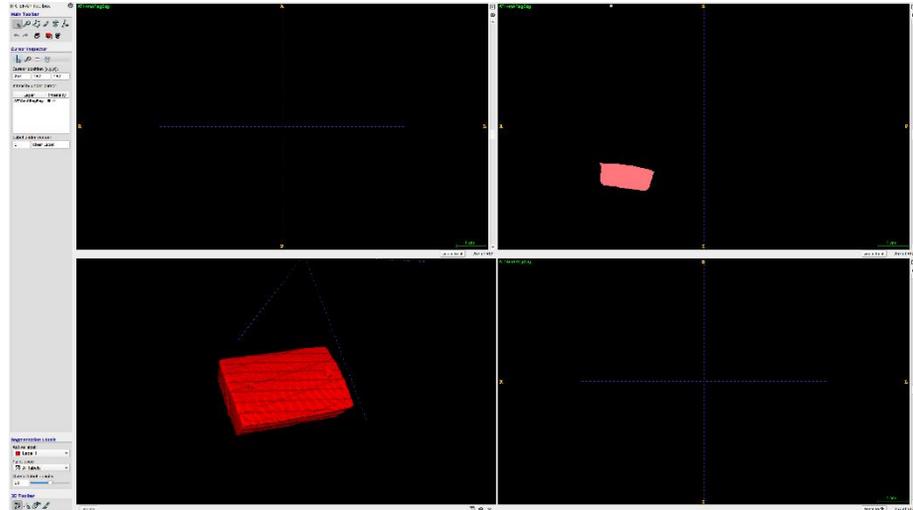
### 6.6.5.3 Superposición de modelos 3D basados en Vóxel

Para la superposición basada en vóxel se utilizó el software 3D-Slicer, el cual requiere la instalación de la extensión CMF Registration para realizar este proceso.

La superposición basada en vóxel que ofrece el software 3D-Slicer es automatizada y entrega como resultado final 2 archivos de volumen los que contienen la superposición en base a la comparación de la escala de grises de cada vóxel para la aproximación más precisa de ambos modelos.

Finalmente, los archivos obtenidos fueron transformados a modelos de superficie a través del software ITK-SNAP para posteriormente cuantificar las diferencias de espesor de las perforaciones realizadas en cada bloque con la extensión ShapePopulationViewer de 3D-Slicer. La cuantificación de las diferencias detectadas por el software fue graficada a través de mapas de color que identifican todas las zonas donde existió variación entre ambas imágenes superpuestas del bloque óseo en los tiempos T0 y T1.

*Figura n°12. Imagen de modelos de superficie exportados desde el software ITK-SNAP al software 3D-Slicer.*



#### 6.6.5.4 Sustracción

Corresponde al proceso realizado por el software en donde se cuantifican las diferencias existentes entre ambos modelos 3D superpuestos en el paso anterior. En este caso, corresponde a las diferencias detectadas del modelo óseo en el tiempo operatorio T1 con respecto al modelo en tiempo operatorio T0.

#### 6.6.6 Análisis manual de bloques óseos

Paralelamente al análisis radiográfico de las muestras, estas fueron sometidas a mediciones manuales para determinar su espesor y volumen, antes y después de realizadas las perforaciones con instrumental rotatorio (T0 y T1). La finalidad de obtener estos valores fue la comparación de resultados entre los métodos de medición manual v/s los resultados obtenidos mediante la superposición de modelos 3D con el software 3D-Slicer.

La determinación del espesor de las muestras se realizó con un calibrador de metales milimetrado, el cual fue posicionado en un punto previamente demarcado en la muestra antes y después de realizadas las perforaciones en su superficie como se muestra en la figura n°12.



*Figura n°12. Determinación manual del espesor de cada bloque óseo utilizando un calibrador de metales milimetrado.*

A su vez, la determinación del volumen total de los bloques óseos fue realizado a través del método de desplazamiento de agua de un volumen conocido (principio de Arquímedes) para lo que se utilizó una probeta milimetrada que fue llenada con 40ml de agua en la cual se sumergieron los bloques de hueso (figura n°13), luego de realizadas las perforaciones, para determinar su volumen total.

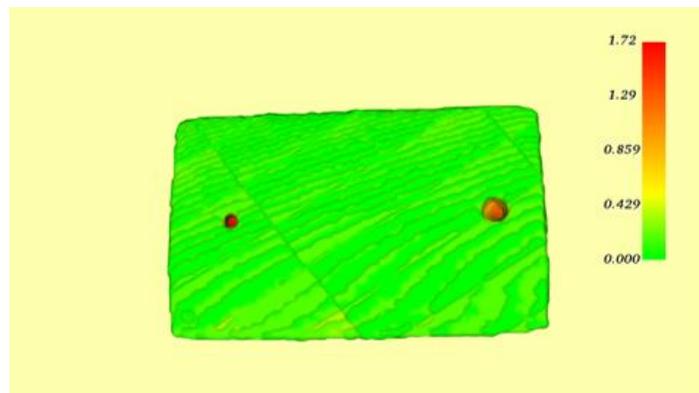


*Figura n°13. Imágenes del análisis manual de volumen mediante el desplazamiento de agua de un volumen conocido de las muestras óseas. Se utilizó una probeta milimetrada de 50mm<sup>3</sup>.*

#### 6.6.7 Plan de control de calidad de los datos obtenidos

Una de las principales herramientas en el control de calidad de datos obtenidos a partir del post-procesamiento de las imágenes a través del software 3D-Slicer es la producción de los mapas de color de las distintas muestras como se muestra en la figura n°15. Esto debido a

que teóricamente se debe graficar la variación de espesor entre los modelos 3D solo en los puntos donde se realizaron perforaciones, dejando el resto de su superficie como puntos de equivalencia entre ambos modelos. Sin embargo, el hecho de realizar una superposición totalmente automatizada da espacios a posibles errores de posicionamiento de un modelo respecto al otro o en cualquiera de los pasos necesarios para general la superposición 3D y que no son controlables por el usuario. En base a lo anterior, se debe considerar una posible fuente de error que debe ser analizada en estudios posteriores.



*Figura n°14. Mapa de color obtenido por la superposición de modelos 3D de los bloques óseos analizados y su posterior sustracción digital para cuantificar las diferencias de espesor. Se puede observar que las variaciones entre los modelos son codificadas con distintas tonalidades.*

Otro punto importante en el control de calidad de los resultados fue la elección de realizar reconstrucciones 3D de muestras oseas solidas (sin espacios vacíos en su interior). Esto debido a que el software no es capaz de determinar de forma precisa los puntos de equivalencia (vóxeles) entre ambos modelos cuando existen áreas vacías en la configuración interna de la muestra.

Para los datos obtenidos de manera manual se determinó que todas las mediciones debían repetirse 2 veces con los mismos instrumentos, realizadas por el mismo operador.

#### 6.6.8 Análisis de datos

Se realizó una comparativa entre los promedios de las mediciones manuales versus las mediciones obtenidas de las superposiciones de modelos 3D con el software 3D-slicer. La comparativa se realizó para cuantificar el porcentaje (%) de variación entre cada una de las medidas.

Se evaluó la correlación lineal existente entre las medidas calculadas mediante métodos físicos versus las obtenidas mediante el software 3D-Slicer según la intensidad de radiación (mA) utilizando el Coeficiente de Correlación de Pearson con un nivel de significancia del 95% y un BootStrap de 100 iteraciones para aumentar el tamaño de la muestra ( $p < 0,05$ ) (Cortés-Reyes, Rubio-Romero, & Gaitán-Duarte, 2010).

Complementariamente se evaluó la correlación existente mediante el Coeficiente de Correlación Intraclase (ICC) entre las medidas obtenidas de forma física versus todos los datos obtenidos de la superposición de modelos 3D, independiente de su nivel de radiación (mA). Dicho análisis se realizó con un nivel de significancia de 95%. El ICC requiere de un análisis de varianza previo para poder ser aplicado por lo que se realizó el test de normalidad de Shapiro Wilk para variables cuantitativas continuas a fin de evaluar la distribución normal

de los datos para cada nivel de amperaje con un nivel de significancia del 95% ( $p < 0,05$ ) (Camacho-Sandoval, 2008; Cortés-Reyes et al., 2010; Martínez Curbelo, Cortés Cortés, & Pérez Fernández, 2016).

#### 6.6.9 Aspectos éticos a considerar

En la presente investigación el autor declara no poseer conflictos de interés de ningún tipo al no ser financiado y/o auspiciado por ninguna entidad pública o privada para la realización de las pruebas anteriormente descritas.

Declara a su vez, a través de la presente, que las muestras oseas utilizadas corresponden a bovino obtenidas de animales debidamente procesados y faenados para el consumo humano y que en la realización de las pruebas clínicas no se dispondrá con muestras biológicas que no provengan de dicho origen.

## 7.1 Análisis de Volumen

En la tabla n°1 se presentan los volúmenes calculados por el software para los bloques óseos según nivel de intensidad de radiación. En la tabla n°2 se presentan los volúmenes calculados de forma manual mediante el método de desplazamiento de agua de un volumen conocido.

Los promedios de cada volumen calculado por el software fueron comparados con las mediciones de volumen realizadas de forma manual como lo muestra el gráfico n°1.

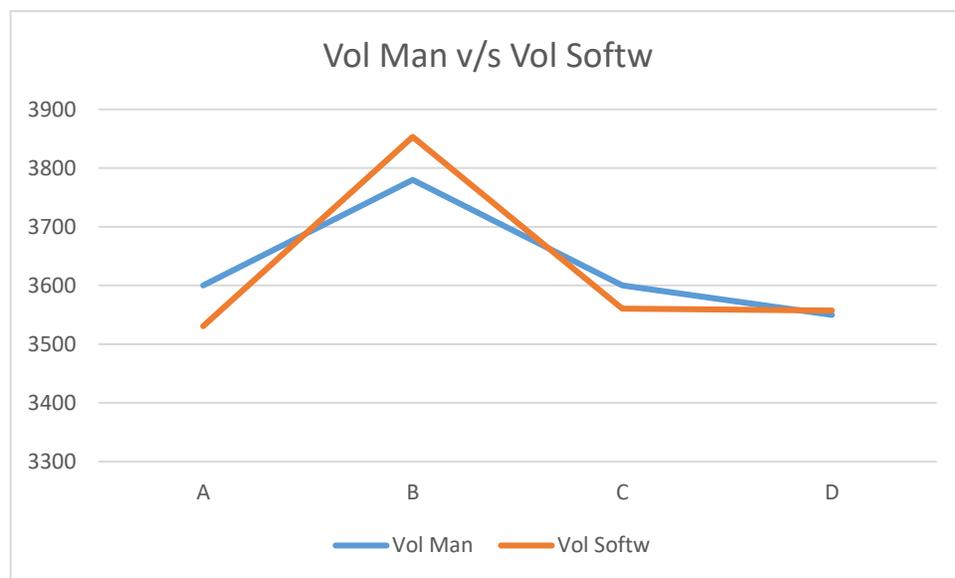
*Tabla n°1. Volúmenes determinados por software*

	<b>A</b>	<b>B</b>	<b>C</b>	<b>D</b>
<b>4mA</b>	3574 mm <sup>3</sup>	3905 mm <sup>3</sup>	3614 mm <sup>3</sup>	3630 mm <sup>3</sup>
<b>5mA</b>	3546 mm <sup>3</sup>	3869 mm <sup>3</sup>	3578 mm <sup>3</sup>	3584 mm <sup>3</sup>
<b>6mA</b>	3511 mm <sup>3</sup>	3833 mm <sup>3</sup>	3543 mm <sup>3</sup>	3531 mm <sup>3</sup>
<b>7mA</b>	3492 mm <sup>3</sup>	3806 mm <sup>3</sup>	3507 mm <sup>3</sup>	3484 mm <sup>3</sup>
<b>Promedio <math>\bar{x}</math></b>	<b>3530,75 mm<sup>3</sup></b>	<b>3853,25 mm<sup>3</sup></b>	<b>3560,5 mm<sup>3</sup></b>	<b>3557,25 mm<sup>3</sup></b>

Tabla n°2. Volumen total de los bloques A, B, C y D calculado de forma manual

Bloque	Volumen Calculado
A	3600 mm <sup>3</sup>
B	3700 mm <sup>3</sup>
C	3600 mm <sup>3</sup>
D	3500 mm <sup>3</sup>

Gráfico n°1. Comparación de las medidas de volumen en mm<sup>3</sup> calculadas a través de desplazamiento de agua para las mediciones manuales y por software.



Se aplicó el test estadístico Coeficiente de Correlación Intraclass para evaluar la correlación existente entre las medidas de volumen obtenidas de forma manual por desplazamiento de agua y las obtenidas por software. Se obtuvo como resultado una correlación Buena (0,712) (Cortés-Reyes et al., 2010) entre ambas variables como se muestra en la tabla n°3.

Tabla n°3. ICC Volumen Manual v/s Volumen Software

<b>Coefficiente de correlación intraclase Vol Man / Vol Softw</b>			
	Correlación intraclase	Intervalo de confianza 95%	
		Límite inferior	Límite superior
Medidas individuales	,712 <sup>a</sup>	,284	,974
Medidas promedio	,925 <sup>c</sup>	,665	,995

Adicionalmente, se evaluó la correlación entre las mediciones manuales de volumen versus las medidas calculadas por el software para cada intensidad de radiación obteniéndose correlaciones Buenas para las intensidades de 6mA y 7mA (0,670 y 0,692 respectivamente) y correlaciones Moderadas para las intensidades de 4mA y 5mA (0,620 y 0,646 respectivamente) (Cortés-Reyes et al., 2010) como se observa en la tabla n°4.

Tabla n°4. ICC para las medidas de volumen calculadas de forma manual y las calculadas por el software según intensidad de radiación.

<b>Coefficiente de correlación intraclase Volumen según mA</b>			
	Correlación intraclase	Intervalo de confianza 95%	
		Límite inferior	Límite superior
VolMan/ 4mAVolsoftw	,620 <sup>a</sup>	-,567	,970
VolMan/ 5mAVolsoftw	,646 <sup>a</sup>	-,537	,973
VolMan/ 6mAVolsoftw	,670 <sup>a</sup>	-,506	,975
VolMan/ 7mAVolsoftw	,692 <sup>a</sup>	-,476	,977

## 7.2 Análisis de espesor

Las profundidades de las perforaciones 1 y 2 de cada bloque fueron calculadas de forma manual mediante un calibrador de metales y por medio de superposición de modelos 3D con el software 3D-Slicer a diferentes niveles de intensidad de radiación (mA). Las medidas obtenidas para cada perforación se observan en las tablas n°5 y n°6 respectivamente.

*Tabla n°5. Profundidades calculadas por software para perforación n°1 según intensidad de radiación.*

<b>Bloque</b>	<b>4mA Man1</b>	<b>4mA Softw1</b>	<b>5mA Softw1</b>	<b>6mA Softw1</b>	<b>7mA Softw1</b>
<b>A</b>	1,400 mm	1,277 mm	1,222 mm	1,184 mm	1,326 mm
<b>B</b>	1,200 mm	1,154 mm	1,280 mm	1,283 mm	1,105 mm
<b>C</b>	1,500 mm	1,490 mm	1,325 mm	1,593 mm	1,299 mm
<b>D</b>	1,200 mm	1,458 mm	1,440 mm	1,160 mm	1,433 mm

*Tabla n°6. Profundidades calculadas por software para perforación n°2 según intensidad de radiación*

<b>Bloque</b>	<b>4mA Man2</b>	<b>4mA Softw2</b>	<b>5mA Softw2</b>	<b>6mA Softw2</b>	<b>7mA Softw2</b>
<b>A</b>	1,500 mm	1,500 mm	1,536 mm	1,596 mm	1,717 mm
<b>B</b>	1,000 mm	0,953 mm	1,017 mm	0,953 mm	1,012 mm
<b>C</b>	1,300 mm	1,206 mm	1,149 mm	1,362 mm	1,154 mm
<b>D</b>	0,900 mm	1,113 mm	1,128 mm	0,945 mm	0,953 mm

Los gráficos n°2 y n°3 muestran la distribución de las mediciones de profundidad realizadas mediante software con respecto a las medidas obtenidas por el método manual para las perforaciones 1 y 2.

*Gráfico n°2. Distribución de las medidas de profundidad calculadas por software (tonos azules) y la profundidad calculada de forma manual (rojo) para la perforación 1.*

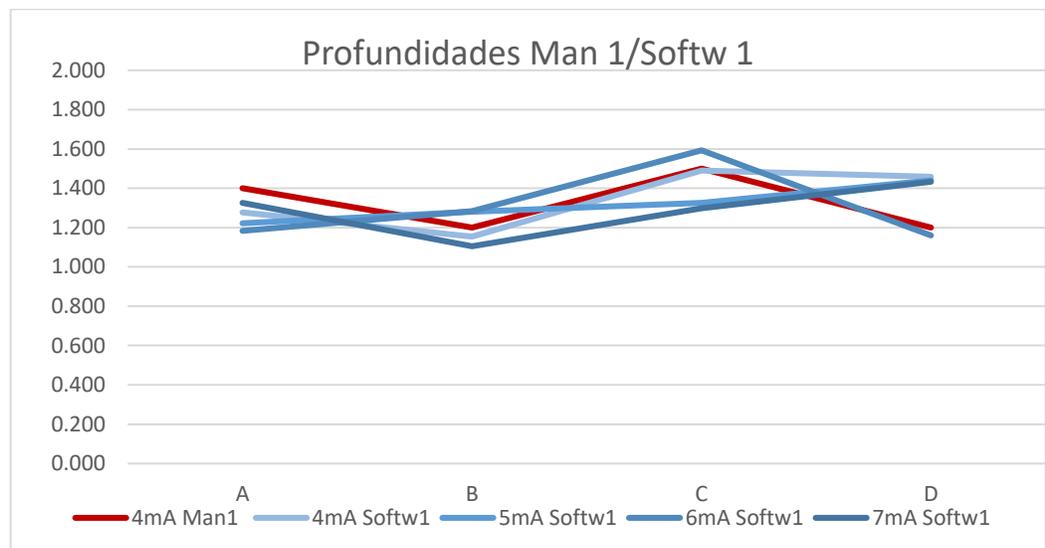
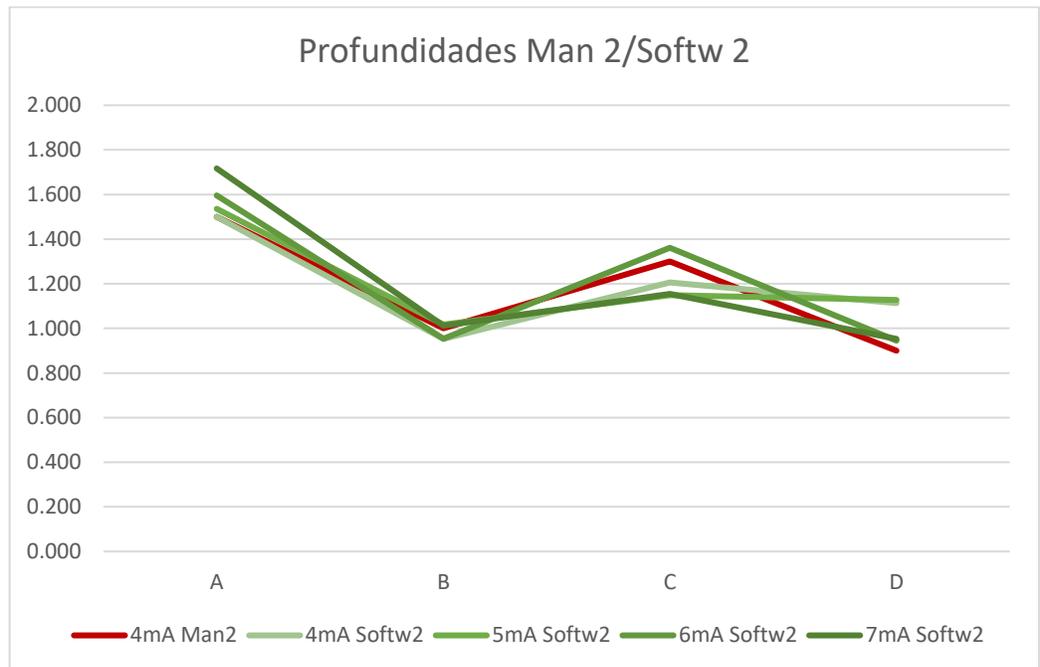


Gráfico n°3. Distribución de las medidas de profundidad calculadas por software (tonos verdes) y la profundidad calculada de forma manual (rojo) para la perforación n°2



Posteriormente se calculó el porcentaje de variación de cada una de las medidas obtenidas con el software en relación al valor manual correspondiente, lo cual se observa en las tablas n°7 y n°8. Se pudo establecer que las medidas de profundidad para la perforación 1 (diámetro 1mm) poseen un promedio de 10% de variación con respecto a las mediciones manuales. A su vez, el porcentaje promedio de variación de la perforación 2 (diámetro 0,5mm) es de un 7% con respecto a las mediciones manuales.

*Tabla n°7. Porcentaje de variación entre medidas manuales y calculadas por software según intensidad de radiación para perforación 1.*

<b>Bloque</b>	<b>4mA</b>	<b>5mA</b>	<b>6mA</b>	<b>7mA</b>	<b>TOTAL</b>
	<b>Softw 1</b>	<b>Softw 1</b>	<b>Softw 1</b>	<b>Softw 1</b>	
<b>A</b>	9%	13%	15%	5%	<b>11%</b>
<b>B</b>	3%	6%	6%	7%	<b>5%</b>
<b>C</b>	1%	13%	7%	14%	<b>9%</b>
<b>D</b>	22%	20%	3%	19%	<b>16%</b>
<b>Promedio (<math>\bar{x}</math>)</b>					<b>10%</b>

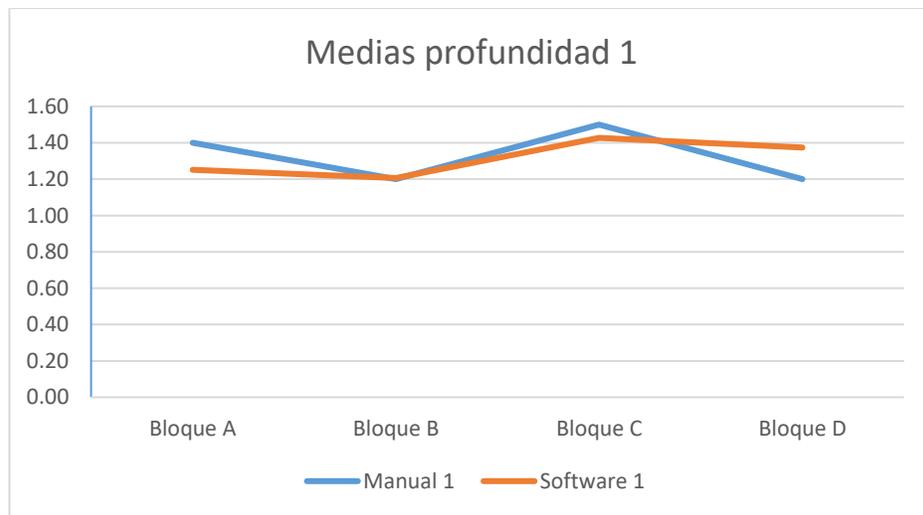
*Tabla n°8. Porcentaje de variación entre medidas manuales y calculadas por software según intensidad de radiación para perforación 2.*

<b>Bloque</b>	<b>4mA</b>	<b>5mA</b>	<b>6mA</b>	<b>7mA</b>	<b>TOTAL</b>
	<b>Softw 2</b>	<b>Softw 2</b>	<b>Softw 2</b>	<b>Softw 2</b>	
<b>A</b>	0%	3%	7%	16%	<b>6%</b>
<b>B</b>	3%	1%	3%	1%	<b>2%</b>
<b>C</b>	7%	11%	4%	10%	<b>8%</b>
<b>D</b>	15%	16%	3%	4%	<b>10%</b>
<b>Promedio (<math>\bar{x}</math>)</b>					<b>7%</b>

### 7.2.1 Comparación de Medias

Los gráficos n°4 y n°5 representan la comparación de medias de profundidad en milímetros, para las perforaciones 1 y 2, entre los valores obtenidos de forma manual versus los obtenidos mediante el software 3D-Slicer.

*Gráfico n°4. Comparación de medias de profundidad calculadas por software y de forma manual para perforación 1.*

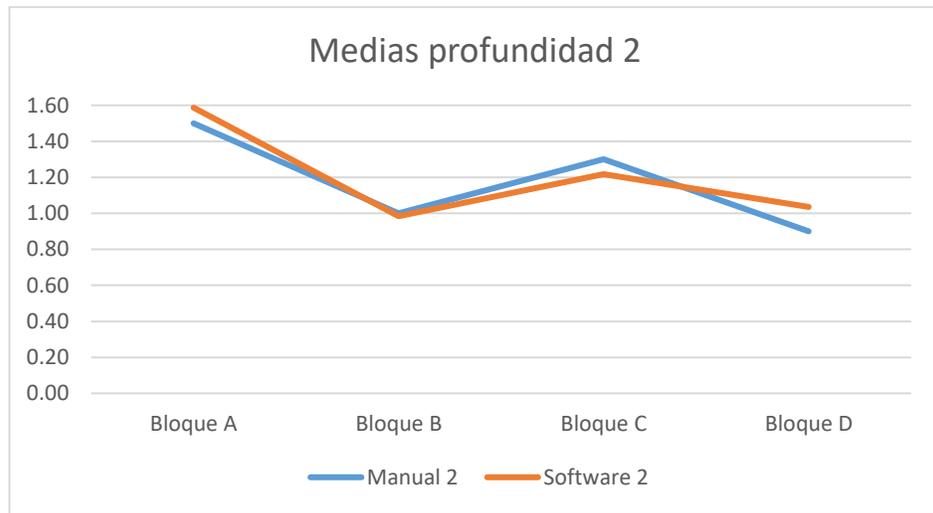


---

	Bloque A	Bloque B	Bloque C	Bloque D
$\bar{X}$ Profundidad Manual 1	1,400 mm	1,200 mm	1,500 mm	1,200 mm
$\bar{X}$ Profundidad Software 1	1,252 mm	1,206 mm	1,427 mm	1,373 mm

---

Gráfico n°5. Comparación de medias de profundidad calculadas por software y de forma manual para perforación n°2.



	Bloque A	Bloque B	Bloque C	Bloque D
$\bar{X}$ Profundidad Manual 2	1,500 mm	1,000 mm	1,300 mm	0,900 mm
$\bar{X}$ Profundidad Software 2	1,587 mm	0,984 mm	1,218 mm	1,035 mm

### 7.2.2 Coeficiente de Correlación de Pearson

El coeficiente de Pearson se aplicó para evaluar la correlación lineal entre las mediciones obtenidas a través del software en relación a las mediciones manuales de profundidad realizadas en laboratorio. Se estableció un intervalo de confianza de 95%.

La tabla n°9 contiene el estudio de correlación entre las mediciones manuales de ambas perforaciones y los valores obtenidos por software. En la perforación 1, se obtuvo una correlación de Pearson alta para los bloques A, B y C (0,868 – 0,866 – 0,936 respectivamente) y una correlación media para el bloque D (0,686). Para la perforación 2, se obtuvo una correlación de Pearson alta para los bloques A, B, C y D (0,871 – 0,826 – 0,990 – 0,912 respectivamente).

*Tabla n°9. Coeficiente de Correlación de Pearson. Correlación entre medidas de profundidad manual versus medidas de profundidad calculadas con software para la perforación 1.*

		Man1/ Man2	Bloque A	Bloque B	Bloque C	Bloque D
<b>Manual 1</b>	<b>Correlación de Pearson</b>	<b>1</b>	<b>,868</b>	<b>,866</b>	<b>,936</b>	<b>,686</b>
	Sig. (bilateral)		,132	,134	,064	,314
<b>Manual 2</b>	<b>Correlación de Pearson</b>	<b>1</b>	<b>,871</b>	<b>,826</b>	<b>,990</b>	<b>,912</b>
	Sig. (bilateral)		,129	,174	,010	,088

### 7.2.3 Normalidad

Para complementar los resultados obtenidos a partir del coeficiente de Pearson, fue necesario evaluar la normalidad de los datos a fin de aplicar el Coeficiente de Correlación Intraclase (ICC). Se realizó la prueba Shapiro-Wilk (SW) para variables cuantitativas continuas con un número de muestras ( $n$ ) < 50 (Razali & Wah, 2011).

El nivel de significancia de los resultados de la prueba SW fue mayor a  $\alpha$  ( $p > 0,05$ ) para todas las variables estudiadas. En base a lo anterior, se asume la distribución normal de todos los datos y con ello el cumplimiento de las asunciones necesarias para aplicar el ICC (Cortés-Reyes et al., 2010).

*Tabla n°10. Test de normalidad Shapiro-Wilk*

<b>Pruebas de normalidad</b>			
	<b>Shapiro-Wilk</b>		
	Estadístico	gl	Sig.
<b>4mA Man1</b>	,849	4	<b>,224</b>
<b>4mA Man2</b>	,939	4	<b>,650</b>
<b>4mA Softw1</b>	,919	4	<b>,533</b>
<b>4mA Softw2</b>	,967	4	<b>,823</b>
<b>5mA Softw1</b>	,984	4	<b>,923</b>
<b>5mA Softw2</b>	,843	4	<b>,203</b>
<b>6mA Softw1</b>	,982	4	<b>,911</b>
<b>6mA Softw2</b>	,862	4	<b>,266</b>
<b>7mA Softw1</b>	,839	4	<b>,191</b>
<b>7mA Softw2</b>	,824	4	<b>,152</b>

#### 7.2.4 Coeficiente de Correlación Intraclase

El segundo método aplicado para corroborar la correlación entre las mediciones manuales y las obtenidas mediante software fue el Coeficiente de Correlación Intraclase (ICC). En las tablas n°11 y n°12 se presentan los resultados obtenidos tras la aplicación del test a los datos obtenidos manualmente (para perforaciones 1 y 2) versus los valores obtenidos con software, sin discriminar su nivel de intensidad de radiación (mA).

El ICC se aplicó con un intervalo de confianza de 95%, obteniéndose como resultado una correlación Buena (0,729) para las mediciones de la perforación 1. Los resultados obtenidos para la perforación 2 demuestran una correlación Excelente (0,884) entre las mediciones manuales versus las obtenidas con software (Cortés-Reyes et al., 2010).

*Tablan°11. ICC para variables profundidad manual versus profundidad por software para la perforación 1.*

<b>Coeficiente de correlación intraclase Manual 1/ Softw1</b>			
	Correlación intraclase	<b>Intervalo de confianza 95%</b>	
		Límite inferior	Límite superior
Medidas individuales	<b>,729<sup>a</sup></b>	,309	,976
Medidas promedio	<b>,931<sup>c</sup></b>	,691	,995

*Tablan°12. ICC para variables profundidad manual versus profundidad por software para la perforación 2.*

<b>Coefficiente de correlación intraclase Manual 2/ Softw2</b>			
	Correlación intraclase	<b>Intervalo de confianza 95%</b>	
		Límite inferior	Límite superior
Medidas individuales	<b>,884<sup>a</sup></b>	,608	,991
Medidas promedio	<b>,974<sup>c</sup></b>	,886	,998

#### 7.2.5 ICC según intensidad de radiación

Para determinar la influencia de la variable intensidad de radiación en los resultados obtenidos a partir de las superposiciones 3D realizadas con el software, se aplicó el test ICC para cada una de las intensidades de radiación versus las mediciones manuales correspondientes. Al igual que en el caso anterior se definió un intervalo de confianza de 95% obteniendo como resultado de la prueba estadística una correlación Excelente para los datos a 4mA, 5mA y 6mA (0,866 – 0,842 – 0,918 respectivamente) y una correlación Buena para los datos a 7mA (0,677) (Cortés-Reyes et al., 2010) de la perforación 1 como se muestra en la tabla n°13.

*Tabla n°13. ICC para profundidades manuales versus calculadas por software según su intensidad de radiación para la perforación 1.*

<b>Coefficiente de correlación intraclase</b>			
	Correlación intraclase	Intervalo de confianza 95%	
		Límite inferior	Límite superior
MI ICC Man1 / <b>4mAsoftw1</b>	<b>,866<sup>a</sup></b>	-,052	,991
MI ICC Man1 / <b>5mAsoftw1</b>	<b>,842<sup>a</sup></b>	-,140	,989
MI ICC Man1 / <b>6mAsoftw1</b>	<b>,918<sup>a</sup></b>	,205	,994
MI ICC Man1 / <b>7mAsoftw1</b>	<b>,677<sup>a</sup></b>	-,497	,975

El test estadístico previamente mencionado fue aplicado también para las mediciones de la perforación 2 obteniéndose como resultados una correlación Excelente para los datos a 4mA, 5mA, 6mA y (0,857 – 0,811 – 0,979 – 0,887 respectivamente), como se muestra en la tabla n°14 (Cortés-Reyes et al., 2010).

*Tabla n°14. ICC para profundidades manuales versus calculadas por software según su intensidad de radiación para la perforación n°2.*

<b>Coefficiente de correlación intraclase</b>			
	Correlación intraclase	Intervalo de confianza 95%	
		Límite inferior	Límite superior
MI ICC Man2 / <b>4mAsoftw2</b>	<b>,857<sup>a</sup></b>	-,086	,990
MI ICC Man2 / <b>5mAsoftw2</b>	<b>,811<sup>a</sup></b>	-,234	,987
MI ICC Man2 / <b>6mAsoftw2</b>	<b>,979<sup>a</sup></b>	,719	,999
MI ICC Man2 / <b>7mAsoftw2</b>	<b>,887<sup>a</sup></b>	,041	,992

Sin duda, la masificación en el uso de la TCHC en la práctica odontológica actual abre un nuevo campo de investigación y desarrollo en el marco de la utilización de las herramientas que ofrece esta técnica.

La superposición de modelos 3D y la posterior sustracción digital entre los mismos, es considerada un método de cuantificación válida para evaluar los cambios morfológicos de un paciente en crecimiento o en respuesta a diversos tratamientos quirúrgicos o no quirúrgicos (L. H. Cevidanes et al., 2005; Ponce-Garcia et al., 2018; Weissheimer, Menezes, Koerich, Pham, & Cevidanes, 2015) y es utilizada como la principal herramienta en el análisis de la precisión de los diversos softwares existentes para la reconstrucción 3D de la anatomía maxilofacial. Su estudio se basa en la importancia de obtener mediciones cuantitativas lo más exactas posibles en relación a la morfología del paciente, ya que de ellas dependerá la planificación de tratamientos o el diagnóstico diferencial de diversas patologías. Usualmente la precisión de la superposición de modelos 3D es estudiada mediante el análisis de TCHC pre y post operatorias de pacientes sometidos a diversos tratamientos. Dichos análisis carecen de una metodología estandarizada que permita comparar la influencia de las diversas variables involucradas en la precisión final de este análisis.

Otro punto a destacar en cuanto a la importancia de la precisión de las reconstrucciones 3D es la incipiente masificación de nuevas herramientas diagnósticas como el análisis morfológico 3D para planificación de tratamientos en el área de ortodoncia (Toro Ibacache, Manriquez Soto, & Suazo Galdames, 2010), la impresión de guías quirúrgicas en 3D o de modelos anatómicos exactos para el estudio y planificación de cirugías (Bell, Sahl, Kim, & Rice, 2018).

Actualmente la literatura evalúa la precisión de los diversos métodos de registro espacial de manera individual, con diferente metodología, en pacientes de diferentes edades, sometidos a diversos tratamientos como la expansión maxilar o la cirugía ortognática, (L. H. Cevidanes et al., 2005; Weissheimer et al., 2015). Esta situación dificulta la comparación de los resultados obtenidos por cada uno de los autores (Ponce-García et al., 2018) debido al escaso o nulo análisis del impacto de las diversas variables implicadas tanto en la adquisición volumétrica como en la generación de modelos 3D o la superposición de los mismos. En base a esto, uno de los principales aportes del presente estudio al conocimiento actual, es la evaluación detallada de la influencia de la intensidad de radiación en la precisión final de la superposición 3D.

En una revisión sistemática realizada en 2018 por Ponce-García et al. se analizaron diversos reportes de la fiabilidad de los métodos de superposición 3D para los registros basados en vóxel, hitos y superficie. Los rangos de variabilidad reportados para cada método fueron de 0,26 mm – 0,5 mm para el registro basado en vóxel, 1,24 mm para el registro basado en hitos y 0,17 mm – 1,76 mm para el registro basado en superficie (Ponce-García et al., 2018).

En base a los datos expuestos se puede afirmar que el método de registro espacial basado en vóxel reporta el rango de variabilidad más bajo en relación a los métodos basados en hitos y superficie, lo que justifica su aplicación en la presente investigación.

Es de gran relevancia destacar que cada método de registro espacial basa su funcionamiento en distintos fundamentos teóricos. Es así como la relevancia de los procesos automatizados o dependientes del operador pueden influir en los resultados finales del análisis de precisión de la superposición 3D (Nada et al., 2011).

Para precisar la incidencia de la variable intensidad de radiación en los resultados finales obtenidos por la presente investigación, se determinó controlar el resto de las variables en rangos fijos al momento de realizar las adquisiciones volumétricas. La configuración del equipo a un Kilovoltaje fijo, la determinación previa de la posición de las muestras en el equipo, la elección del FOV común a todas las muestras, al igual que el tamaño de vóxel y la no intervención de errores que provienen a partir de la colaboración del paciente, permiten disminuir la posibilidad de sesgo en las conclusiones acerca de la influencia de la intensidad de radiación. Sin duda, esta situación contribuye de gran manera a la determinación de un método de análisis de imagen efectivo, dependiendo de las necesidades a estudiar cuando se solicita el examen de TCHC.

Las variaciones en el volumen total de los bloques óseos fueron evaluadas mediante el test estadístico ICC, el cual demostró una Buena correlación (0,712) para las mediciones realizadas de forma manual y las obtenidas con software. De lo cual se desprende que las medidas de volumen que determina el software 3D-Slicer poseen un grado de confiabilidad aceptable. A su vez, el análisis estadístico de las medidas de volumen para cada intensidad de radiación correlacionó de manera Buena los valores obtenidos a 6mA y 7mA (0,670 y

0,692 respectivamente) y de forma Moderada los valores obtenidos a 4mA y 5mA (0,620 y 0,646 respectivamente). Si bien los resultados obtenidos son aceptables, la variabilidad presente puede estar asociada a limitaciones en la medición del volumen manual o a las variaciones en la creación de los modelos 3D, lo que pudiese implicar un error sistemático que afecte las medidas lineales determinadas mediante este método, constituyendo uno de los principales ítems posibles de mejorar en estudios posteriores.

Otro punto que es posible destacar en cuanto al análisis de volumen, es que a medida que aumenta la intensidad de radiación, el volumen total calculado por el software disminuye. Esta situación puede estar dada teóricamente a que, a mayor intensidad de radiación, más nítida o precisa debiese ser la imagen de TCHC.

En cuanto a los resultados obtenidos para los cambios de espesor de las muestras, se estableció el porcentaje de variabilidad en las mediciones realizadas con el software 3D-Slicer versus las mediciones realizadas de forma manual para cada perforación. Para la perforación 1 se obtuvo un 10% de discrepancia, lo que corresponde a 0,135 mm. Para la perforación 2 se obtuvo un 7% de discrepancia, lo que corresponde a 0,076 mm. Es necesario precisar que, si bien los resultados obtenidos presentan menor variabilidad que los reportados por la literatura con el mismo método de registro espacial (Ponce-Garcia et al., 2018), el estudio de muestras in-vitro no es afectado por distintas variables de error que si existen en una situación clínica con un paciente real.

Uno de los objetivos de la presente investigación fue establecer la correlación existente entre las mediciones manuales y las mediciones obtenidas con software del espesor y volumen de las muestras óseas. Para ello se aplicaron 2 coeficientes de correlación entre las distintas variables. La primera prueba estadística correspondió al Coeficiente de Correlación de Pearson, que se define como “la posibilidad de establecer una ecuación lineal entre dos variables” es decir, se asume una relación directa entre las variables o, en otras palabras, a medida que una variable sufre un cambio de unidad, la otra sufre un cambio de unidad correlativo. Esta relación no toma en consideración la magnitud ni la escala de medición de las variables implicadas (Cortés-Reyes et al., 2010).

Los resultados del test de Pearson para ambas perforaciones mostraron una alta correlación entre los datos obtenidos por medición manual y los obtenidos por software. Si bien el resultado de este test estadístico puede ser comprendido como concluyente en una primera instancia, es necesario destacar que esta prueba presenta limitaciones que no permiten asumir tal presunción. La principal limitante del test de Pearson es que no evalúa la posibilidad de riesgo sistemático presente cuando se comparan 2 métodos de medición distintos (Martínez Curbelo et al., 2016).

A diferencia del caso anterior, el ICC evalúa la concordancia entre dos métodos de medición basado en un análisis de varianza (ANOVA) (Martínez Curbelo et al., 2016), incluyendo la probabilidad de riesgo sistemático de las mediciones. La variabilidad total presente en un estudio de concordancia dependerá de las diferencias propias entre los sujetos de estudio, los errores posibles al realizar las mediciones y un porcentaje de variación residual (Cortés-Reyes et al., 2010). El ICC, al ser un test que utiliza la varianza de los datos, requiere de la distribución normal de los mismos, por lo cual se aplicó el test de normalidad de Shapiro Wilk. Los resultados de esta última prueba estadística arrojaron que todas las variables

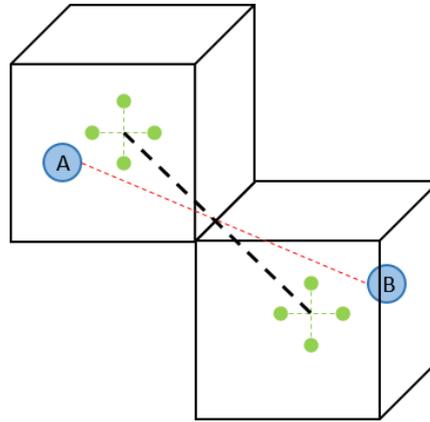
obtuvieron un nivel de significancia suficiente para asumir la distribución normal de los datos ( $p > 0,05$ ) (Razali & Wah, 2011).

El primer análisis de correlación mediante el ICC fue para establecer el nivel de concordancia entre las mediciones manuales y las mediciones obtenidas con el software, sin considerar la intensidad de radiación en el análisis. Para ambas perforaciones se obtuvo una correlación Buena y Excelente (0,729 – 0,884), como se muestra en la tabla n°10 y n°11, por lo que se puede deducir que independiente de la intensidad de radiación, la precisión de las reconstrucciones 3D realizadas con el software 3D-Slicer poseen una alta correlación con la estructura real de la muestra analizada.

Si bien la correlación general de las medidas manuales versus las obtenidas por software es concluyente, uno de los objetivos de la presente investigación fue determinar la influencia de la intensidad de radiación en la precisión final de las medidas obtenidas con el ordenador. Para ello se aplicó nuevamente el ICC para los datos de profundidad de las perforaciones 1 y 2 versus los obtenidos con el software, según cada nivel de intensidad de radiación. En base a los resultados obtenidos en dichas pruebas estadísticas se estableció que existe una correlación Excelente para todas las mediciones de ambas perforaciones, a excepción de una correlación Moderada para la medición de la perforación 1 a 7mA (0,677). La medición con mejores resultados estadísticos fue para la intensidad a 6mA con una correlación de 0,918 para la perforación 1 y 0,979 para la perforación 2.

En base a los resultados anteriormente expuestos se puede inferir que la configuración del equipo al momento de realizar la adquisición volumétrica tiene una alta influencia en el resultado final de la superposición de modelos 3D basada en vóxel. Si bien los mayores índices de correlación se obtuvieron para las muestras con un nivel de intensidad de radiación de 6mA, este indicador debe ser analizado con cuidado. Esto debido a que el ICC no está exento de limitaciones, el cual al ser aplicado a una muestra pequeña y con datos homogéneos entre sí, puede arrojar menores índices de correlación que los obtenidos cuando los datos son heterogéneos.

Otro punto a considerar y que puede influir directamente en la cuantificación de las variaciones de espesor y volumen en una superposición de modelos 3D, es el grado de desplazamiento sub-vóxel del límite de una estructura (Crum, Griffin, & Hawkes, 2004) y la precisión de la reorientación espacial entre los modelos pre y post operatorios. El primer punto se basa en la posibilidad de que el límite de una estructura no se ubique al centro del vóxel, por lo que la capacidad de detectar la ubicación espacial “real” de la imagen se ve limitada, ya que la distancia entre vóxeles es medida por el software desde su punto central o eje de cada uno de ellos tal como se muestra en la figura n°15. La necesidad de reorientar los modelos pre y post operatorios de un paciente para realizar una superposición, puede ser una etapa clave y altamente influyente en la precisión final de dicho procedimiento, ya que una incorrecta ubicación de un modelo con respecto a otro, generará discrepancias que no son detectables cuando este procedimiento se realiza de forma automatizada. Los resultados obtenidos en la presente investigación permiten comprobar que la reorientación espacial de modelos 3D del software 3D-Slicer es confiable y segura.



*Figura n°15. Representación del cálculo de distancia entre vóxeles que componen una imagen 3D. Los puntos A y B representan los límites exactos de una estructura y la recta de color rojo a la distancia “real” entre dichos puntos. Se puede observar la discrepancia entre la distancia real y la calculada entre los ejes o puntos centrales de cada vóxel, la cual es representada por la recta de color negro.*

Uno de los puntos más importantes al evaluar los resultados obtenidos es la significación clínica. Si bien, en base a los análisis descritos anteriormente es posible determinar un grado de variabilidad entre las mediciones obtenidas con métodos manuales y a partir del software (0,135 mm y 0,076 mm para las perforaciones 1 y 2 respectivamente), dichas discrepancias no son significativas al momento de realizar un diagnóstico o para la planificación de un tratamiento, ya que su magnitud corresponde a valores sub-milimétricos que no son apreciables en una situación clínica real (Nada et al., 2011).

Finalmente, es necesario destacar que una posible limitante en el uso de la superposición de modelos 3D en la práctica clínica es el tiempo de procesamiento de las imágenes de TCHC. Esto debido a la cantidad de etapas necesarias para obtener un modelo 3D de una muestra o paciente que inician con la adquisición volumétrica, la segmentación de la estructura de interés, la reorientación espacial de los modelos pre y post operatorios, la aplicación de la superposición basada en vóxel, la transformación a distintos formatos de los archivos, la necesidad de más de un software para realizar todos los procedimientos y la capacidad del ordenador para procesar grandes cantidades de información. Todas estas etapas en su conjunto demandan una gran cantidad de tiempo que el clínico debe invertir para realizar el análisis, por lo que hoy en día, su utilización será restringida a las situaciones clínicas que lo justifiquen. Sin embargo, el constante desarrollo de actualizaciones y mejoras en el hardware de los equipos computacionales de uso doméstico, contribuirán a el mejoramiento de las interfaces de usuario, su masificación y disminución en los tiempos de procesamiento de los datos.

La identificación de variaciones de espesor y volumen a través de la superposición de modelos 3D con el software 3D-Slicer fue evaluada a través de diversos métodos estadísticos en el presente estudio experimental. Se obtuvo una correlación Excelente para las mediciones de espesor (ICC perforación 1: 0,729 / ICC perforación 2: 0,884) y Buena para las medidas de volumen (ICC: 0,712), calculadas a partir de superposición de modelos 3D con el software 3D-Slicer y las mediciones realizadas en forma manual.

Se pudo establecer en base a los resultados obtenidos en el análisis de espesor de las muestras, que la configuración del equipo tomográfico al momento de realizar la adquisición volumétrica influye en la precisión final de la superposición 3D basada en vóxel. Se estableció que existe una correlación Excelente para todas las mediciones de ambas perforaciones, a excepción de una correlación Moderada para la medición de la perforación 1 a 7mA (0,677). La medición con mejores resultados estadísticos fue para la intensidad a 6mA con una correlación de 0,918 para la perforación 1 y 0,979 para la perforación 2. Es necesario destacar que para niveles de intensidades de radiación menores se obtienen buenos resultados, por lo que la selección del nivel de radiación al cual será expuesto el paciente dependerá de la finalidad y nivel de precisión que requiera el examen.

En cuanto a la evaluación de correlación de las medidas de volumen calculadas en  $\text{mm}^3$ , es posible concluir que en base a los resultados obtenidos (ICC 0,712) existe una Buena correlación entre las mediciones manuales y las obtenidas por software, por lo que el cálculo de volúmenes totales de una muestra o paciente con el software 3D-Slicer es un método confiable y seguro.

La variabilidad de las distancias medias reportada en milímetros por este estudio que corresponden a 0,135 mm para perforación 1 y 0,076 mm para perforación 2, confirma las tendencias reportadas por la literatura en la actualidad, en donde se establece que el método de superposición de imágenes 3D basado en vóxel es un registro confiable y seguro. Adicionalmente, es posible afirmar que el presente estudio realizado en muestras in-vitro proporciona información útil para la validación de los estudios de precisión de la superposición 3D basada en vóxel con TCHC de pacientes reales.

Si bien la presente investigación realiza un aporte a la evidencia acerca de las reconstrucciones 3D con el software 3D-Slicer, es atinente resaltar que la confiabilidad clínica del software aún requiere análisis posteriores debido a la multiplicidad de extensiones disponibles y la escasa evidencia con solidez metodológica disponible en la actualidad.

La tomografía computarizada de haz Conico es la técnica más ampliamente utilizada en el área odontológica para la obtención de imágenes en 3D. El análisis de dichas imágenes requiere del uso de softwares específicos que permitan al clínico la posibilidad de utilizar distintas herramientas de edición de imagen o bien, realizar reconstrucciones 3D de la misma. Si bien existen variados estudios que evalúan la precisión de esta última alternativa, existe poca claridad en la influencia que tienen las distintas variables de la adquisición volumétrica en la precisión final de las reconstrucciones 3D de una muestra. Es precisamente este último hecho el que sugiere su análisis y estudio en profundidad, a fin de aportar a la evidencia disponible los datos necesarios para complementar el conocimiento acerca de estas herramientas digitales.

**Objetivos:** Analizar la precisión con la que un software de licencia gratuita, logra identificar variaciones de espesor y volumen utilizando superposición de modelos 3D de 4 muestras óseas bovinas in-vitro según la variable intensidad de radiación.

**Conclusiones:** Se pudo establecer en base a los resultados obtenidos en el análisis de espesor de las muestras, que la configuración del equipo tomográfico al momento de realizar la adquisición volumétrica influye en la precisión final de la superposición 3D basada en vóxel. Se estableció que existe una correlación Excelente para todas las mediciones de espesor de ambas perforaciones, a excepción de una correlación Moderada para la medición de la perforación 1 a 7mA (0,677). La medición con mejores resultados estadísticos fue para la intensidad a 6mA con una correlación de 0,918 para la perforación 1 y 0,979 para la perforación 2. En cuanto a la evaluación de correlación de las medidas de volumen calculadas en mm<sup>3</sup>, es posible concluir que en base a los resultados obtenidos (ICC 0,712) existe una Buena correlación entre las mediciones manuales y las obtenidas por software, por lo que el cálculo de volúmenes totales de una muestra o paciente con el software 3D-Slicer es un método confiable y seguro.

- Aljehani, Y. A. (2014). Diagnostic Applications of Cone-Beam CT for Periodontal Diseases. *Int J Dent*, 2014, 865079. doi:10.1155/2014/865079
- Almukhtar, A., Ju, X., Khambay, B., McDonald, J., & Ayoub, A. (2014). Comparison of the accuracy of voxel based registration and surface based registration for 3D assessment of surgical change following orthognathic surgery. *PLoS One*, 9(4), e93402. doi:10.1371/journal.pone.0093402
- Barbieri Petrelli, G., Flores Guillén, J., Escribano Bermejo, M., & Discepoli, N. (2006). Actualización en radiología dental: Radiología convencional Vs digital. *Avances en Odontoestomatología*, 22, 131-139.
- Bell, C. K., Sahl, E. F., Kim, Y. J., & Rice, D. D. (2018). Accuracy of Implants Placed with Surgical Guides: Thermoplastic Versus 3D Printed. *Int J Periodontics Restorative Dent*, 38(1), 113-119. doi:10.11607/prd.3254
- Burgess, J. (2015). Digital DICOM in Dentistry. *Open Dent J*, 9, 330-336. doi:10.2174/1874210601509010330
- Camacho-Sandoval, J. (2008). Coeficiente de concordancia para variables continuas. *Acta Médica Costarricense*, 50, 211-212.
- Cevidanes, L. H., Bailey, L. J., Tucker, G. R., Jr., Styner, M. A., Mol, A., Phillips, C. L., . . . Turvey, T. (2005). Superimposition of 3D cone-beam CT models of orthognathic surgery patients. *Dentomaxillofac Radiol*, 34(6), 369-375. doi:10.1259/dmfr/17102411
- Cevidanes, L. H. S., Gomes, L. R., Jung, B. T., Gomes, M. R., Ruellas, A. C. O., Goncalves, J. R., . . . Paniagua, B. (2015). 3D superimposition and understanding temporomandibular joint arthritis. *Orthodontics & craniofacial research*, 18 Suppl 1(0 1), 18-28. doi:10.1111/ocr.12070
- Cevidanes, L. H. S., Styner, M., & Proffit, W. R. (2009). Superposition tridimensionnelle (3-D) sur la base du crâne pour l'évaluation longitudinale des effets de la croissance et du traitement. *L' Orthodontie française*, 80(4), 347-357. doi:10.1051/orthodfr/2009021
- Cortés-Reyes, É., Rubio-Romero, J. A., & Gaitán-Duarte, H. (2010). Métodos estadísticos de evaluación de la concordancia y la reproducibilidad de pruebas diagnósticas. *2010*, 61(3), 9.
- Crum, W. R., Griffin, L. D., & Hawkes, D. J. (2004, 2004/). *Automatic Estimation of Error in Voxel-Based Registration*. Paper presented at the Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention – MICCAI 2004, Berlin, Heidelberg.
- Durack, C., & Patel, S. (2012). Cone beam computed tomography in endodontics. *Brazilian Dental Journal*, 23, 179-191.
- Fedorov, A., Beichel, R., Kalpathy-Cramer, J., Finet, J., Fillion-Robin, J.-C., Pujol, S., . . . Kikinis, R. (2012). 3D Slicer as an image computing platform for the Quantitative Imaging Network. *Magn Reson Imaging*, 30(9), 1323-1341. doi:<https://doi.org/10.1016/j.mri.2012.05.001>
- Fedorov, A., Beichel, R., Kalpathy-Cramer, J., Finet, J., Fillion-Robin, J. C., Pujol, S., . . . Kikinis, R. (2012). 3D Slicer as an image computing platform for the Quantitative Imaging Network. *Magn Reson Imaging*, 30(9), 1323-1341. doi:10.1016/j.mri.2012.05.001
- Friedland, B., & Miles, D. A. (2014). Liabilities and risks of using cone beam computed tomography. *Dent Clin North Am*, 58(3), 671-685. doi:10.1016/j.cden.2014.04.005
- Friedland, B., & Miles, D. A. (2014). Liabilities and Risks of Using Cone beam Computed Tomography. *Dental Clinics of North America*, 58(3), 671-685. doi:<https://doi.org/10.1016/j.cden.2014.04.005>

- Gkantidis, N., Schauseil, M., Pazera, P., Zorkun, B., Katsaros, C., & Ludwig, B. (2015). Evaluation of 3-dimensional superimposition techniques on various skeletal structures of the head using surface models. *PLoS One*, *10*(2), e0118810. doi:10.1371/journal.pone.0118810
- Grauer, D., Cevidanes, L. S., & Proffit, W. R. (2009). Working with DICOM craniofacial images. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, *136*(3), 460-470. doi:10.1016/j.ajodo.2009.04.016
- Honda, K., Larheim, T. A., Maruhashi, K., Matsumoto, K., & Iwai, K. (2006). Osseous abnormalities of the mandibular condyle: diagnostic reliability of cone beam computed tomography compared with helical computed tomography based on an autopsy material. *Dentomaxillofac Radiol*, *35*(3), 152-157. doi:10.1259/dmfr/15831361
- Kamburoglu, K., Murat, S., Kolsuz, E., Kurt, H., Yuksel, S., & Paksoy, C. (2011). Comparative assessment of subjective image quality of cross-sectional cone-beam computed tomography scans. *J Oral Sci*, *53*(4), 501-508.
- Kapila, S. D., & Nervina, J. M. (2015). CBCT in orthodontics: assessment of treatment outcomes and indications for its use. *Dentomaxillofac Radiol*, *44*(1), 20140282. doi:10.1259/dmfr.20140282
- Kikinis, R., & Pieper, S. (2011). 3D Slicer as a tool for interactive brain tumor segmentation. *Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc*, *2011*, 6982-6984. doi:10.1109/iembs.2011.6091765
- Kiljunen, T., Kaasalainen, T., Suomalainen, A., & Kortensniemi, M. (2015). Dental cone beam CT: A review. *Phys Med*, *31*(8), 844-860. doi:10.1016/j.ejmp.2015.09.004
- Kumar, M., Shanavas, M., Sidappa, A., & Kiran, M. (2015). Cone beam computed tomography - know its secrets. *J Int Oral Health*, *7*(2), 64-68.
- Lagravere, M. O., Secanell, M., Major, P. W., & Carey, J. P. (2011). Optimization analysis for plane orientation in 3-dimensional cephalometric analysis of serial cone-beam computerized tomography images. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*, *111*(6), 771-777. doi:10.1016/j.tripleo.2011.02.017
- Maret, D., Telmon, N., Peters, O. A., Lepage, B., Treil, J., Inglese, J. M., . . . Sixou, M. (2012). Effect of voxel size on the accuracy of 3D reconstructions with cone beam CT. *Dentomaxillofac Radiol*, *41*(8), 649-655. doi:10.1259/dmf/81804525
- 10.1259/dmfr/81804525
- Martínez Curbelo, G., Cortés Cortés, M. E., & Pérez Fernández, A. d. C. (2016). METODOLOGÍA PARA EL ANÁLISIS DE CORRELACIÓN Y CONCORDANCIA EN EQUIPOS DE MEDICIONES SIMILARES. *Revista Universidad y Sociedad*, *8*, 65-70.
- Mozzo, P., Procacci, C., Tacconi, A., Martini, P. T., & Andreis, I. A. (1998). A new volumetric CT machine for dental imaging based on the cone-beam technique: preliminary results. *Eur Radiol*, *8*(9), 1558-1564.
- Nada, R. M., Maal, T. J., Breuning, K. H., Berge, S. J., Mostafa, Y. A., & Kuijpers-Jagtman, A. M. (2011). Accuracy and reproducibility of voxel based superimposition of cone beam computed tomography models on the anterior cranial base and the zygomatic arches. *PLoS One*, *6*(2), e16520. doi:10.1371/journal.pone.0016520
- Pauwels, R., Araki, K., Siewerdsen, J. H., & Thongvigitmanee, S. S. (2015). Technical aspects of dental CBCT: state of the art. *Dentomaxillofac Radiol*, *44*(1), 20140224. doi:10.1259/dmfr.20140224
- Ponce-Garcia, C., Lagravere-Vich, M., Cevidanes, L. H. S., de Olivera Ruellas, A. C., Carey, J., & Flores-Mir, C. (2018). Reliability of three-dimensional anterior cranial base superimposition methods for assessment of overall hard tissue changes: A systematic review. *Angle Orthod*, *88*(2), 233-245. doi:10.2319/071217-468.1
- Razali, N. M., & Wah, Y. B. (2011). Power comparisons of shapiro-wilk, kolmogorov-smirnov, lilliefors and anderson-darling tests. *Journal of statistical modeling and analytics*, *2*(1), 21-33.

- Schilling, J., Gomes, L. C., Benavides, E., Nguyen, T., Paniagua, B., Styner, M., . . . Cevidanes, L. H. (2014). Regional 3D superimposition to assess temporomandibular joint condylar morphology. *Dentomaxillofac Radiol*, *43*(1), 20130273. doi:10.1259/dmfr.20130273
- Swennen, G. R., & Schutyser, F. (2006). Three-dimensional cephalometry: spiral multi-slice vs cone-beam computed tomography. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, *130*(3), 410-416. doi:10.1016/j.ajodo.2005.11.035
- Toro Ibacache, M. V., Manriquez Soto, G., & Suazo Galdames, I. (2010). Morfometría Geométrica y el Estudio de las Formas Biológicas: De la Morfología Descriptiva a la Morfología Cuantitativa. *International Journal of Morphology*, *28*, 977-990.
- Weissheimer, A., Menezes, L. M., Koerich, L., Pham, J., & Cevidanes, L. H. (2015). Fast three-dimensional superimposition of cone beam computed tomography for orthopaedics and orthognathic surgery evaluation. *Int J Oral Maxillofac Surg*, *44*(9), 1188-1196. doi:10.1016/j.ijom.2015.04.001
- Whaites, E. (2008). *Fundamentos de Radiología dental* (E. Masson Ed. Vol. 4).
- Yushkevich, P. A., Piven, J., Hazlett, H. C., Smith, R. G., Ho, S., Gee, J. C., & Gerig, G. (2006). User-guided 3D active contour segmentation of anatomical structures: significantly improved efficiency and reliability. *Neuroimage*, *31*(3), 1116-1128. doi:10.1016/j.neuroimage.2006.01.015
- Yushkevich, P. A., Piven, J., Hazlett, H. C., Smith, R. G., Ho, S., Gee, J. C., & Gerig, G. (2006). User-guided 3D active contour segmentation of anatomical structures: Significantly improved efficiency and reliability. *Neuroimage*, *31*(3), 1116-1128. doi:<https://doi.org/10.1016/j.neuroimage.2006.01.015>
- Yushkevich, P. A., Yang, G., & Gerig, G. (2016). ITK-SNAP: An interactive tool for semi-automatic segmentation of multi-modality biomedical images. *Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc*, *2016*, 3342-3345. doi:10.1109/EMBC.2016.7591443

Mapas de color

