



**UNIVERSIDAD DE SEVILLA**

**FACULTAD DE ODONTOLOGÍA**

**DOCTORADO DE CIENCIAS DE LA SALUD**

**PLANIFICACIÓN DIGITAL DE  
DEFECTOS ÓSEOS CON NECESIDAD  
DE IMPLANTES PARA INJERTOS  
ÓSEOS PERSONALIZADOS EN  
BLOQUES**

Tesis Doctoral

José Manuel Cordero Bayo

Sevilla, Septiembre de 2022

Sevilla, Septiembre de 2022

EUGENIO VELASCO ORTEGA, Profesor Catedrático de Odontología Integrada de Adultos de la Facultad de Odontología y Director del Máster de Implantología Oral de la Universidad de Sevilla.

ENRIQUE NUÑEZ MARQUEZ, Doctor en Odontología por la Universidad de Sevilla y Profesor del Máster de Implantología Oral de la Universidad de Sevilla.

CERTIFICAN:

Que D. JOSE MANUEL CORDERO BAYO, Licenciado en Odontología por la Universidad de Sevilla, ha realizado bajo nuestra tutela y dirección el trabajo titulado **Planificación digital de defectos óseos con necesidad de implantes para injertos óseos personalizados en bloques** que consideramos satisfactorio como Tesis Doctoral.

Prof. E.VELASCO ORTEGA

Prof. E. NUÑEZ MARQUEZ

## DEDICATORIA

A mis padres Manuela y José  
A mis hermanas Lola, Cinta y Rocío  
A Callum Archie Logan  
A mi familia escocesa-inglesa  
A Mariangella, Simon y Kayleigh

Gracias a todos por su apoyo

## **AGRADECIMIENTOS**

A los Profesores EUGENIO VELASCO ORTEGA y ENRIQUE NÚÑEZ MARQUEZ de la Facultad de Odontología y del Máster de Implantología Oral de la Universidad de Sevilla, que me han guiado con sus conocimientos y su generosidad en la realización de este trabajo de investigación doctoral demostrando su experiencia docente e investigadora.

A los profesores del Máster de Implantología Oral de la Facultad de Odontología de Sevilla, DANIEL CABANILLAS BALSERA, ALVARO JIMÉNEZ GUERRA, NUNO MATOS GARRIDO, JESUS MORENO MUÑOZ, IVÁN ORTIZ GARCÍA, y JOSE LUIS RONDON ROMERO por su constante apoyo científico y humano.

A la Universidad de Sevilla, y especialmente a la Facultad de Odontología, la institución que me ha permitido realizar los estudios de Odontología y posteriormente continuar mi formación postgraduada en el Doctorado en Ciencias de la Salud.

# ÍNDICE

## INTRODUCCIÓN

1. DIAGNÓSTICO DEL PACIENTE PARA DE REGENERACIÓN ÓSEA CON BLOQUES PERSONALIZADOS	2
1.1. Condiciones anatómicas	3
1.2. Reabsorción ósea en los pacientes edéntulos	5
1.3. Clasificación de los defectos óseos en implantología dental	8
1.4. Diagnóstico radiológico	11
1.4.1. Tomografía axial computarizada	11
1.4.2. Tomografía computarizada de haz cónico	12
2. INJERTOS ÓSEOS	15
2.1. Principios de la regeneración ósea	15
2.2. Tipos de injertos	
2.3. Propiedades biológicas de los injertos óseos y biomateriales	20
3. PLANIFICACIÓN DIGITAL DEL DEFECTO ÓSEO	24
3.1. Cirugía con el injerto óseo personalizado	28
3.2. Complicaciones, incremento de hueso y reabsorción dependiendo del tipo de injerto	31
3.3. Programación informática en la cirugía ósea en bloque asistida por ordenador	32
<b>PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA</b>	<b>35</b>
<b>MATERIAL Y MÉTODOS</b>	<b>40</b>
1. ELEMENTOS DE HARDWARE Y SOFTWARE UTILIZADOS	41
1.1. Hardware	41
1.2. Software	41

1.2.1. Mimics Innovations Suite Research ®	41
1.2.2. Meshmixer®	48
1.2.3. Nemoscan ®	50
2. METODOLOGÍA DE ANÁLISIS Y VALORACIÓN DE LAS IMÁGENES	52
<b>RESULTADOS</b>	54
1. MIMICS INNOVATIONS SUITE RESEARCH	55
1.1.Descripción y diagnóstico	55
1.2. Flujo de trabajo	58
2. MESHMIXER	66
2.1.Descripción y diagnóstico	67
2.2. Flujo de trabajo	68
3. NEMOSCAN	70
3.1.Descripción y diagnóstico	70
3.2. Flujo de trabajo	75
4. EVALUACIÓN DE LA DENSIDAD ÓSEA	81
<b>DISCUSIÓN</b>	85
1.TRATAMIENTO DE DATOS EN LA PLANIFICACIÓN DIGITAL Y FABRICACIÓN DEL INJERTO ÓSEO PERSONALIZADO	90
2. PRECISIÓN DE LA CBCT Y DE LOS INJERTOS EN BLOQUE PERSONALIZADOS	95
3. RESULTADOS CLÍNICOS DE LOS IMPLANTES INSERTADOS EN AREAS REGENERADAS CON BLOQUES PERSONALIZADOS	101

4. LA EVALUACIÓN DE LA DENSIDAD ÓSEA EN LOS INJERTOS DE BLOQUES PERSONALIZADOS	103
5. ANÁLISIS DE OTRAS APLICACIONES DEL FLUJO DIGITAL	105
<b>CONCLUSIONES</b>	108
<b>BIBLIOGRAFÍA</b>	110

# INTRODUCCIÓN

### **1. DIAGNÓSTICO DEL PACIENTE PARA REGENERACIÓN ÓSEA CON BLOQUES PERSONALIZADOS**

La implantología oral mediante la cirugía guiada asistida por ordenador ha revolucionado la práctica odontológica y ha tenido un rápido desarrollo. Existen condiciones orales en los pacientes edéntulos totales o parciales como representa el déficit horizontal y vertical de la cresta alveolar que dificultan la inserción de implantes lo que obliga al profesional a recurrir a técnicas complejas como son los injertos óseos o la regeneración tisular guiada. Las nuevas técnicas radiológicas de diagnóstico mediante tomografía computarizada de haz cónico (CBCT) han revolucionado la planificación de los implantes dental y regeneración ósea en pacientes con grandes defectos óseos.

Últimamente, se han desarrollado muchas técnicas para reconstruir los defectos del hueso alveolar y permitir la correcta colocación de los implantes dentales. Actualmente, las imágenes digitales tomadas con tomografía computarizada combinadas con técnicas CAD/CAM pueden ser utilizadas directamente para producir injertos en bloques en diferentes tipos de injertos óseos.

El desarrollo de los programas de CAD/CAM implementando las nuevas técnicas radiológicas junto con la fácil adquisición de los archivos DICOM ayudan al cirujano a medir tridimensionalmente el defecto óseo y analizar su anatomía perdida por segmentación e inserción de una estructura que reproduzca el hueso perdido. Estas técnicas CAD/CAM pueden ser indirectas o directas. Las técnicas indirectas consisten en la impresión del modelo escaneado y construcción del bloque que substituirá el hueso perdido, mientras que las técnicas directas usan la imagen obtenida por CBCT diseñando virtualmente el volumen de hueso necesario

## INTRODUCCIÓN

para cubrir el defecto óseo. Ambas técnicas pueden también incluir la posición del implante y la preparación del lecho que reemplazaría la férula quirúrgica y aumentaría la precisión de la colocación de los implantes.

### 1.1. CONDICIONES ANATÓMICAS

Con las nuevas tecnologías y programas informáticos de diagnóstico de las condiciones anatómicas se puede realizar una planificación más rápida y exacta para los implantes dentales e injertos óseos <sup>1</sup>.

Se debe realizar una evaluación precisa del tejido óseo para la colocación de injerto óseos e implantes. En un paciente edéntulo hay cambios anatómicos que considerar en la posible colocación de injertos óseos en bloque para mandíbula y maxilar superior.

El hueso maxilar es un hueso neumático, que contiene dentro el seno maxilar, la mayor de las cavidades conectadas a las cavidades nasales. El seno maxilar es el obstáculo anatómico más común a la inserción de implantes dentales en las regiones maxilares posteriores <sup>1-3</sup>. El proceso natural de neumatización de la cavidad sinusal y la atrofia ósea postextracción limitan la disponibilidad de hueso alveolar subsinusal tanto en altura como en anchura.

Algunos senos paranasales contienen tabiques internos o placas óseas (generalmente incompletas) que delimitan cavidades más pequeñas. La presencia de septos óseos debe ser absolutamente identificada cuando se planea un procedimiento de aumento del seno, pues puede ser un obstáculo para los procedimientos quirúrgicos, pero también se puede utilizar favorablemente durante los procedimientos de aumento de los senos paranasales <sup>2,3</sup>.

## INTRODUCCIÓN

La mandíbula es el hueso más grande en el cráneo del ser humano. Se comprende de la rama y el cuerpo de la mandíbula <sup>4</sup>. La línea milohioidea mandibular se encuentra en la superficie interna del cuerpo mandibular que se observa en la región medial, a partir del tercer molar, con una cresta ósea bastante áspera, que se dirige oblicuamente, hacia abajo y hacia delante junto con el trayecto del nervio y vasos sublinguales. Si no se reconoce a través de imágenes de diagnóstico bidimensionales como las proporcionadas por radiología convencional, pueden originar complicaciones graves de sangrado <sup>4,5</sup>.

Durante la osteotomía para el implante, se puede entrar en contacto con el hueso cortical lingual. Si la fresa perfora la línea milohioidea, puede penetrar en la región sublingual, que es muy vascularizada, causando un episodio hemorrágico potencialmente peligroso. La sangría abundante puede ocurrir y dar lugar a la elevación del piso de la boca, obstrucción de la vía aérea, y taponamiento mediastínico, con complicaciones serias, debido a la proximidad de la arteria sublingual <sup>4</sup>.

El tamaño del canal mandibular es de aproximadamente 4 mm (en su origen), luego disminuye progresivamente a 2 mm. El canal alveolar inferior contiene el nervio alveolar inferior, colateral a la rama postero-medial del nervio trigémino de la mandíbula <sup>5</sup>.

Con la pérdida de los dientes, la función masticatoria disminuye y comienza la resorción del hueso alveolar. En el maxilar superior, la resorción del hueso es principalmente horizontal, afectando el grosor del hueso y sobretodo su componente vestibular, con una dirección de reabsorción centrípeta. En la mandíbula, la reabsorción ósea depende del sector: anteriormente ocurre una reabsorción horizontal es más pronunciada, mientras que posteriormente la reabsorción vertical es más relevante. Estos patrones de resorción del hueso producen alteraciones en la

## INTRODUCCIÓN

relación intermaxilar, conduciendo a un prognatismo progresivo, una maloclusión de clase III esquelética con un importante aumento de la distancia entre las dos arcadas, produciendo un aspecto envejecido <sup>5</sup>.

La densidad ósea también disminuye considerablemente en ambas las arcadas, porque sin función biológica la calidad del hueso resultante es menor. Así, el grado de atrofia y densidad del hueso puede variar muy substancialmente, incluso en el mismo individuo, dependiendo del segmento de hueso considerado <sup>6</sup>.

Varios factores pueden acelerar el proceso de reabsorción ósea. De hecho, una dieta pobre en calcio y vitamina D, especialmente en mujeres postmenopáusicas, o el consumo de grandes cantidades de cafeína contribuyen para la resorción del hueso. Además, factores locales, tales como la enfermedad periodontal severa, la presencia de una prótesis mal adaptada y el abuso de tabaco pueden causar problemas <sup>7</sup>.

La reabsorción ósea origina un cambio significativo en los tejidos blandos. La encía adherida tiende a disminuir y la inserción de los músculos del pavimento de la boca se vuelve más superficial. Además, en el maxilar inferior, el nervio alveolar inferior se vuelve más superficial. En la arcada superior el paladar asume una forma plana, los vestíbulos se convierten progresivamente más superficiales, y el seno maxilar aumenta considerablemente de tamaño. Estos cambios determinan la disminución del tono de los músculos labiales, resultando en una disminución de la comisura labial, dañando la estética facial de las personas afectadas por la atrofia ósea <sup>8</sup>.

### 1.2. REABSORCIÓN OSEA EN LOS PACIENTES DENTULOS

La ingeniería de los tejidos óseos es una herramienta prometedora en la creación de soluciones avanzadas para la regeneración compleja de

## INTRODUCCIÓN

deficiencias ósea en campos ortopédicos y maxilofaciales, incluyendo la implantología dental.

Después de las extracciones dentales existe un proceso inevitable de pérdida ósea alveolar horizontal y vertical. Esta reabsorción comienza principalmente en la pared bucal e incrementa con el tiempo. La rehabilitación protésica del alveolo atrófico edéntulo es uno de los problemas más comunes en la clínica implantológica diaria. La solución más aconsejada actualmente es la rehabilitación con implantes dentales, pero para ello debemos tener una posición adecuada 3D del implante, lo cual en muchos casos requiere aumento óseo antes de la colocación del implante. Además del incremento óseo, la rehabilitación del contorno alveolar también juega un papel importante, especialmente en la zona estética. También tenemos que añadir la calidad y cantidad de hueso necesario para la rehabilitación. Por todo ello, cuando el injerto necesario es mayor a 3mm en anchura o altura, o ambos, el injerto óseo en bloque es lo más recomendado <sup>9</sup>.

La cantidad y calidad del hueso maxilar y mandibular ha sido durante mucho tiempo un foco de atención en implantología. La estimulación mecánica del hueso alveolar durante la masticación es crucial para mantener sanos los dientes y el hueso subyacente. Muchos procesos normales y anormales pueden causar alteraciones del tejido óseo maxilar y mandibular. La pérdida de dientes va seguida de una reabsorción ósea alveolar irreversible, y enfermedades como la enfermedad periodontal no tratada da como resultado osteólisis que inevitablemente conduce a la pérdida de dientes, además de cambios en las fibras desmodontales del hueso cortical resultando en reabsorción ósea. La gravedad y extensión de la enfermedad periodontal se puede evaluar utilizando varios parámetros clínicos que reflejan inflamación, sangrado, acumulación de placa/cálculo y

## INTRODUCCIÓN

profundidad de la bolsa. Existen factores tal como la edad avanzada, el tabaquismo, alcohol y enfermedades sistémicas que se asocian con una mayor gravedad de la enfermedad <sup>9</sup>.

Debido a los cambios tridimensionales de la reabsorción ósea después de la extracción dental es difícil a veces proceder con la rehabilitación dental con implantes. El proceso de reabsorción es de por vida, irreversible, crónico y acumulativa. La reabsorción es mayor durante el primer año y ocurre a un ritmo particularmente rápido durante los primeros 3 meses, aunque existen variaciones en diferentes individuos descritos en la literatura durante los primeros 14 meses <sup>10</sup>.

La cantidad de hueso perdido por el proceso de reabsorción se ha estimado en un 21% después 3 meses, un 36 % después de 6 meses y un 44 % después de 12 meses. Durante 25 años, la cresta alveolar puede perder hasta 10 mm de altura en la mandíbula. La pérdida de altura suele ser unas cuatro veces menor en el maxilar que en la mandíbula. Esto puede atribuirse al hecho de que las cargas se distribuyen sobre una superficie más pequeña en la mandíbula que en el maxilar <sup>11-12</sup>.

Además, el grado de reabsorción ósea puede variar dependiendo de la edad cuando se produce la pérdida dentaria, y según sea en mandíbula o maxilar, o factores sistémicos del paciente. Sin embargo, independientemente de los factores que conducen a la reabsorción, las características del hueso alveolar juegan un papel crucial. En pacientes cuyo hueso alveolar presentan una cantidad y calidad adecuada, las consecuencias adversas de la reabsorción ósea son menores <sup>13-16</sup>.

La reabsorción ósea posterior a la extracción se puede cuantificar de una forma más exacta con técnicas radiológicas o escáneres digitales 3D <sup>13</sup>. La reabsorción ósea puede reducirse, aunque no eliminarse, con el uso de prótesis asegurándose de que aplique cargas equilibradas al hueso

## INTRODUCCIÓN

subyacente. La preservación ósea es una de las mayores preocupaciones para los odontólogos e implantólogos.

Estos cambios de dimensión tanto vertical como horizontal de la cresta alveolar pueden complicar los procedimientos de restauración posteriores cuando se eligen implantes dentales. Durante las últimas dos décadas, ha surgido un interés creciente con respecto a la preservación de la cresta alveolar, que se ha definido como cualquier procedimiento realizado en el momento o después de una extracción que está diseñado para minimizar la reabsorción externa de la cresta y maximizar la formación de hueso dentro de la cavidad <sup>16</sup>.

### 1.3. CLASIFICACIÓN DE LOS DEFECTOS ÓSEOS EN IMPLANTOLOGÍA DENTAL

Hay diferentes clasificaciones para los defectos óseos dependiendo si el defecto ha sido producido por una extracción dentaria, por enfermedad periodontal, por un trauma, por defectos anatómicos sistémicos o por procesos oncológicos. En implantología dental son importantes aquellos defectos que influyen a la planificación, colocación y rehabilitación de los implantes <sup>17-18</sup>.

**1.3.1. Alveolo postextracción.** La pérdida de parte o totalidad de las paredes alveolares guiará esta clasificación entre: Clase I (las paredes alveolares están intactas después de la extracción); Clase II (el implante no estará rodeado completamente por falta de una o varias paredes alveolares) <sup>18</sup>. También puede clasificarse dependiendo del número de paredes alveolares afectadas, biotipo, la cantidad de tejido duro y blando después de

la extracción dental además de la recomendación de tiempo para tratamiento con implantes (Tabla 1) <sup>19</sup>.

**Tabla 1.**

### Clasificación de defectos óseos postextracción

Tipo Defecto	Paredes alveolares afectadas	Biotipo	Tejidos duros (mm)	Distancia a referencia (mm)	Tejidos blandos ideales	Recomendaciones de tratamiento con implante
EDS-1	0	Fino	0	0-3	Predecible	Inmediato (una fase)
EDS-2	0-1	Fino o grueso	0-2	3-5	Alcanzable pero no precisa	Preservación ósea o inmediato (una o dos fases)
EDS3	1-2	Fino o grueso	3-5	6-8	Un poco comprometido	Preservación ósea y luego implante (2 fases)
EDS-4	2-3	Fino o Grueso	≥ 6	≥ 9	Comprometido	Preservación ósea, desarrollar área, luego implante (3 fases)

1.3.2. **Fenestración.** Pueden ser vestibulares, linguales o palatinas. Clase I son aquellas en las que el implante atraviesa la pared alveolar, y Clase II son aquellas que muestran convexidad en el defecto incluyendo la mayoría del implante expuesto <sup>18</sup>.

1.3.3. **Dehiscencia.** Son aquellos defectos vestibulares o linguo-palatinos con <50% de pérdida de grosor óseo exponiendo el implante desde la parte coronal del implante en dirección apical. En las clases I la superficie del implante se encuentra dentro del sobre alveolar. En las clases II la superficie se reside fuera del hueso <sup>18</sup>.

1.3.4. **Defectos alveolares horizontales.** Aquellos en los que hay una deficiencia en el grosor del hueso alveolar. Clase I el >50% del implante reside dentro del hueso. Clase II los que >50% reside fuera del hueso <sup>18</sup>.

## INTRODUCCIÓN

1.3.5. **Defectos alveolares verticales.** Aquellos en los que existe una pérdida tridimensional de volumen óseo alveolar impidiendo la colocación del implante. En las clases I hay una deficiencia vertical ósea de <3mm, mientras que las clases II hay una insuficiencia vertical alveolar de >3mm<sup>18</sup>.

El reborde alveolar también se puede clasificar dependiendo de su forma que debe ser valorada durante la planificación implantológica, porque puede influir en la elección de la técnica de aumento óseo si fuera necesaria (Tabla 2 )<sup>20</sup>.

**Tabla 2.**  
**Clasificación del tamaño alveolar y cirugías**

Ancho reborde alveolar basado en datos CBCT (mm)	>10	9-10	6-8	4-6
Deficiencia del reborde alveolar	No	Mínima	Media	Moderada
Clase	0	I	II	III
Indicaciones para cirugía	No cirugía de tejidos duros indicado. Ocasionalmente convexidad bucal puede ser mejorada por motivos estéticos con injertos de tejidos blandos	No cirugía de tejidos duros indicado. Ocasionalmente anchura alveolar puede ser mejorada injertos óseos con partículas (GBR) o injertos blandos palatinos por motivos estéticos y protésicos	GBR o división de cresta para mejorar zona vestibular y mejorar oclusión	Buena anchura para cirugía en una o dos fases. Injertos óseos en bloque o GBR también puede ser usado.
Inserción inmediata del implante	Si	Si	Si/No, depende de la presencia de hueso apical para la estabilidad primaria del implante	Si/No, depende de la presencia de hueso apical para la estabilidad primaria del implante
Experiencia del operador	Básica	Básica	Básica	Básica a avanzada

	2-4	<2	6-10/2-4	2-4/6-10
Severa		Extremo	"Hourglass" (debajo bucal o lingual)	"Bottleneck"
IV		V	VI	VII
Dividir cresta o injerto en bloque óseos		Injertos en bloques grandes, o múltiples procedimientos de aumento óseo	Dependiendo del defecto y severidad	Dependiendo de la morfología del defecto en la porción superior
Avanzada		Avanzada	Básica	Básica

### 1.4. DIAGNÓSTICO RADIOLÓGICO

La capacidad de evaluar la anatomía ósea de los pacientes ha mejorado notablemente con los avances de los aparatos de proyección tridimensional de imagen, de la tomografía computarizada (TC), de la tomografía computarizada de haz cónico (CBCT), del aumento de la capacidad de los ordenadores personales y del desarrollo de software interactivo de planificación <sup>21</sup>.

#### 1.4.1. Tomografía axial computarizada

La introducción de dispositivos de tomografía axial computarizada (TAC) a principios de la década de 1970 condujo a un mejor estudio sobre la cuantificación de estructuras anatómicas, especialmente estructuras calcificadas como el hueso y los dientes. Los dispositivos Multidetector CT (MDCT) utilizaron funciones computacionales avanzadas para obtener imágenes de alta resolución espacial y temporal y también valores de densidad específicos que se denominan unidades Hounsfield <sup>22</sup>.

La TAC es un método de diagnóstico radiológico más preciso que la ortopantomografía, y especialmente útil en los casos de atrofia severa de los maxilares <sup>23</sup>. Este medio de diagnóstico ofrece al clínico una imagen real, con detalles anatómicos, y una visualización tridimensional ayudando así a obtener un diagnóstico correcto, y resultando en una mayor seguridad quirúrgica. La TAC proporciona un grado elevado de exactitud con una magnificación mínima, además de que permite evaluar mejor la estructura y densidad ósea de los maxilares en comparación a las radiografías panorámicas o periapicales las cuales a menudo oscurecen a menudo el patrón trabecular por las tablas óseas corticales <sup>24-25</sup>.

## INTRODUCCIÓN

La calidad y precisión de las imágenes transversales creadas pueden ser alteradas debido a los movimientos de los pacientes durante su obtención, la saturación de los píxeles de las imágenes y la posición de la mandíbula durante la adquisición, lo cual puede llevar a un incorrecto planteamiento de la cirugía de implantes y de aumento óseo. La utilización de un software adecuado permite obtener mediciones virtuales con muy poca distorsión, independientemente de la posición de los maxilares <sup>26-27</sup>.

Existen varios softwares de procesamiento de imágenes, como por ejemplo Dentascan® <sup>25</sup>. Se adquieren imágenes axiales y luego estas imágenes se procesan en el programa informático del escáner de TAC. La selección adecuada del plano reduce los artefactos metálicos. Siempre es mejor escanear paralelamente al metal para minimizar la presencia de artefactos <sup>28</sup>.

### 1.4.2. Tomografía computarizada de haz cónico

La CBCT se utiliza ampliamente para proporcionar información tridimensional detallada sobre la anatomía ósea y ayuda a los cirujanos a planificar y evaluar los procedimientos de injerto óseo y colocación de implantes. A diferencia de las imágenes radiográficas convencionales, la CBCT no solo permite mediciones lineales precisas, sino que también ayuda en el cálculo real de las dimensiones volumétricas mediante el uso de varios programas informáticos disponibles <sup>29</sup>. También se puede utilizar para la evaluación de los cambios óseos después de los injertos óseos, como en las elevaciones de senos maxilares, las reconstrucciones maxilofaciales importantes (como paladar hendido) y la obtención de bloques onlay de la bóveda craneal <sup>29</sup>.

## INTRODUCCIÓN

Existen varios programas informáticos disponibles para procesar y medir imágenes de CBCT, pero actualmente no existe una estandarización de los programas <sup>29</sup>. Los escáneres CBCT se basan en tomografía volumétrica y utilizan una matriz digital extendida 2D que proporciona un detector del área. Esto se combina con un haz de rayos X 3D. La técnica de haz cónico implica un solo escaneo de 360° en el que la fuente de rayos X y un detector de área recíproca se mueven sincronizadamente alrededor de la cabeza del paciente. Esta serie de imágenes de proyección base a través de programas de software incorporan algoritmos sofisticados, para generar un conjunto de datos volumétricos en 3D, que se puede utilizar para proporcionar imágenes de reconstrucción en 3 planos ortogonales (axial, sagital y coronal) <sup>30</sup>.

Proporciona imágenes claras de estructuras altamente contrastadas y es extremadamente útil para evaluar los maxilares. Actualmente existen limitaciones en el uso de esta tecnología para la obtención de imágenes de tejidos blandos, pero existen estudios dirigidos hacia el desarrollo de técnicas y algoritmos de software para mejorar la relación señal-ruido y aumentar el contraste. El uso de la tecnología CBCT en la práctica clínica proporciona una serie de ventajas potenciales para las imágenes maxilofaciales en comparación con la TC convencional: limitaciones del haz cónico, precisión de la imagen, escaneo más rápido, menor dosis, menor coste, modos de visualización exclusivos de imágenes maxilofaciales y menos artefactos <sup>30</sup>.

La CBCT puede ser utilizada en diferentes especialidades odontológicas como la cirugía, la ortodoncia, la implantología, y la endodoncia. Su resultado mostró que la utilización más habitual de CBCT es en implantología (40%), cirugía oral (19%), ortodoncia (19%), endodoncia (17%), otorrinolaringología (2%), articulación

## INTRODUCCIÓN

temporomandibular (1 %), otras investigaciones como medicina forense, periodoncia e investigaciones científicas (2 %) <sup>30-31</sup>.

La densidad ósea es una de las condiciones locales importantes durante la cirugía guiada en implantología. Su diagnóstico y cuantificación es importante para la preparación de las osteotomías <sup>32-33</sup>. El éxito de la cirugía de implantes depende en gran medida de la densidad del hueso receptor, además la anchura y altura del hueso, y distancias a las estructuras anatómicas como el canal dentario y senos maxilares <sup>33-34</sup>.

Un implante o injerto colocado en un hueso compacto tiene una mayor probabilidad de obtener estabilidad primaria, soportar las fuerzas inmediatas iniciales y tener menor reabsorción <sup>33,35</sup>. Este tipo de hueso se puede localizar en la cavidad oral en la región interforaminal de la mandíbula. El hueso cortical laminar sana con poca formación de hueso nuevo, originando hueso más denso. Su porosidad fina, no superior al 10% del total, favorece una mejor interconexión mecánica en comparación con el hueso trabecular, lo que puede llegar a 80-95% de porosidad <sup>35</sup>.

En general, los valores de la densidad ósea medida en una CBCT se corresponden con los obtenidos por una TC en base a la escala de grises. Sin embargo, existen dificultades en la compatibilidad entre los valores de los dos sistemas y varios estudios han demostrado que la TC presenta valores constantes de HU, mientras que los valores de la CBCT dependen del tipo de sistema utilizado, y estos valores no se corresponden exactamente con los de la TC, una vez que son menos elevados, representando entre 45-60% de los valores de la CBCT <sup>33-34,36</sup>.

### 2. INJERTOS OSEOS

#### 2.1. PRINCIPIOS DE LA REGENERACIÓN ÓSEA

Las células más importantes involucradas en la regeneración son los osteoblastos (forman hueso) y osteoclastos (reabsorben hueso) las cuales con la matriz ósea forman hueso nuevo. Los factores clave involucrados en la diferenciación de los osteoblastos incluyen la vitamina D3, el estrógeno, la hormona paratiroidea, los factores de crecimiento de fibroblastos (FGF) y la familia beta del factor de crecimiento transformante (TGF- $\beta$ ). La diferenciación de osteoclastos depende de la activación del receptor del factor 1 estimulante de colonias, factor CD115 estimulante de colonias de macrófagos y el receptor activador del factor nuclear kappa-B (RANK). Los osteoblastos son necesarios para la diferenciación de los osteoclastos regulando el balance entre RANKL (ligando de receptor activador para el factor nuclear  $\kappa$  B) y osteoprotegerina<sup>37</sup>.

Los procedimientos quirúrgicos para el aumento de cresta están diseñados en base a principios biológicos de regeneración ósea. El mantenimiento del espacio donde se necesita formación de hueso nuevo se logra mediante el uso de injertos y/o membranas. Para que se produzca la formación de hueso, los injertos deben ser osteoconductores y actuar como un andamiaje sobre el que se produce la reabsorción y el depósito de hueso<sup>37</sup>.

La mayoría de los materiales de injerto permiten que los osteoclastos los reabsorban antes de que los osteoblastos los depositen en el hueso. Dado que la tasa de recambio de los tejidos blandos es mayor que la del hueso, los injertos se utilizan solos cuando sus superficies tienen bajas tasas de resorción, o en combinación con membranas que separan el injerto de los tejidos blandos, cuando sus superficies tienen altas tasas de

## INTRODUCCIÓN

resorción. Este abordaje asegura que se evite que los tejidos blandos ocupen el espacio donde se pretende la formación de hueso. La deposición ósea por parte de los osteoblastos se ve facilitada por el flujo sanguíneo adecuado a través del injerto y las propiedades osteoinductivas del injerto que proporcionan los factores de crecimiento necesarios para la diferenciación y función de los osteoblastos <sup>37</sup>.

Tradicionalmente la literatura explicaba que las dimensiones mínimas óseas para la colocación de un implante eran de 10 mm de longitud y 3-4 mm de diámetro, aunque actualmente existen implantes más cortos y más estrechos que reducen estos requisitos. Sin embargo, la morfología ósea tridimensional puede no permitir un posicionamiento favorable del implante <sup>38</sup>.

La regeneración ósea guiada (GBR) se basa en la aplicación de membranas celulares oclusivas que excluyen mecánicamente las poblaciones de células no osteogénicas de los tejidos blandos circundantes, mantiene el espacio necesario para la estabilidad del coágulo y agregación de células mesenquimales lo cual lleva a la máxima proliferación de osteoblastos y con ello la creación de hueso. Estas membranas deben de evitar la proliferación de tejido conectivo, además de minimizar el riesgo de perforación y dehiscencia <sup>39-40</sup>.

Las membranas usadas en regeneración ósea son clasificadas en reabsorbibles o no reabsorbibles. Existen diferentes estudios explicando la utilización de membranas, aunque no existe un consenso general al respecto <sup>39-42</sup>.

Las membranas de colágeno son frecuentemente utilizadas con injertos en bloque de cualquier origen para incrementar la consolidación del injerto, reduciendo su velocidad de reabsorción comparada con injertos de partículas en los aumentos óseos verticales <sup>40,42</sup>. Aunque existe limitada

## INTRODUCCIÓN

literatura sobre su uso dependiendo del tamaño del defecto óseo o del tamaño de injerto en bloque <sup>43</sup>.

La tasa de reabsorción de estas membranas es poco predecible y pueden variar de 4 a 24 semanas dependiendo de varios factores tales como a presencia de patógenos periodontales, dehiscencia y exposición de la membrana o contaminación bacteriana. Esto no siempre significa mayor creación de hueso <sup>39</sup>. Sus ventajas y desventajas pueden verse resumidas en la Tabla 3 <sup>43</sup>.

**Tabla 3**  
**Ventajas y desventajas de membranas reabsorbibles.**

Ventajas	Desventajas
<b>Menor morbilidad para el paciente</b>	Duración de la función de barrera descontrolada
<b>No necesidad de una segunda cirugía para removerla</b>	Necesidad de micro tornillos y hueso para estabilizar la membrana y evitar colapso
<b>Técnica quirúrgica simplificada</b>	Remanentes de la membrana pueden ser encontrados en contacto directo con los implantes dentales
<b>Menor tasa de exposición</b>	Micro movimientos de la membrana llevan a movimientos de los injertos óseos y alteración del coágulo.
	Memoria, especialmente con las membranas de grandes cruces

Las ventajas y desventajas de las membranas no reabsorbibles pueden verse resumidas en la Tabla 4 <sup>39</sup>.

**Tabla 4**  
**Ventajas y desventajas de membranas no reabsorbibles**

Ventajas	Desventajas
<b>Estabilidad mecánica del injerto y espacio</b>	Riesgo a exposición aumentado
<b>Gran biocompatibilidad</b>	Riesgo a crecimiento de tejido blando dentro del injerto óseo aumentado.
<b>Rigidez para mantener el espacio, mejora la estabilidad y el éxito de la regeneración.</b>	Riesgo de infección después de exposición aumentado
<b>Plasticidad, permitiendo el manejo, contornos y adaptación a la morfología del defecto</b>	Necesidad de fijación primaria de la membrana en la primera cirugía
	Necesidad de segunda cirugía para removerla
	Técnica de alta sensibilidad

### 2.2. TIPOS DE INJERTOS

Los injertos óseos se utilizan en varias situaciones, como los defectos interdentes alveolares, defectos de la furca dental, aumentos alveolares, preservación de hueso después de una extracción, defectos peri-implantarios, y elevaciones de senos maxilares <sup>44-45</sup>. Existen varias clasificaciones, aunque principalmente hay dos métodos para clasificar los injertos óseos y los materiales substitutivos los cuales se basan en si son naturales (autólogos, heterólogos, xenoinjertos, factores del crecimiento) o sintéticos (aloplásticos) <sup>44,46</sup>.

**2.2.1. Autólogos.** Estos injertos pueden ser de origen extraoral (cresta iliaca, tibia y cráneo) o intraoral (sínfisis mandibular, rama mandibular, tuberosidad maxilar). Ambos presentan menor índice de rechazo, mayor compatibilidad histológica, y los intraorales presentan menor morbilidad y reabsorción comparados a los extraorales. Las complicaciones de estos injertos son posible parestesia transitoria, costes y necesidad de hospitalización con los extraorales. Los de origen extraoral presentan menor proporción de hueso cortical-trabecular, menor memoria de osificación endocondronal frente a intra-membranosa y diferente memoria de mecanosensores de osteoblastos entre donante y receptor. Los intraorales tienen limitación de cantidad y necesidad de segunda cirugía <sup>9,37</sup>. Los injertos autólogos no pueden ser diseñados digitalmente para adaptar el defecto óseo a aumentar.

**2.2.2. Alogénicos.** Los más frecuentes son los huesos frescos congelados (FFBA) y Hueso desmineralizado liofilizado (FDBA) de origen humano.

## INTRODUCCIÓN

Los FFBA inducen una respuesta inmune más fuerte que FDBA<sup>35</sup>. Entre sus ventajas se encuentra que a mayor densidad menor reabsorción<sup>47</sup>. Los FDBA (esponjoso) muestran similares índices de contracción volumétrica que el hueso autólogo cuando es usado en defectos Tipos-II y Tipo-IV. Además no hay necesidad de sobre contornear la cresta alveolar cuando se usa en pérdidas unitarias<sup>48</sup>. Sus limitaciones es el riesgo de transmisión de enfermedades<sup>47</sup>. Los injertos alogénicos comparados con los autólogos, reducen el tiempo operatorio y morbilidad, además de que con la tecnología CAD-CAM mejora la adaptación. Antes de que existieran los bloques individualizados digitalmente el grosor máximo era de 1,5 mm, ahora se pueden crear mayores CABB (*customised allogeneous bone blocks*) injertos onlay.

**2.2.3. Aloplásticos.** El más utilizado en bloques son el alfafosfato bicálcico (70% betafosfato tricálcico y 30% HA)<sup>41</sup> y alfafosfato tricálcico, que se reabsorbe más rápidamente fisiológicamente y se reemplaza rápidamente con hueso del receptor que el betafosfato tricálcico<sup>49,50</sup>. Las ventajas de los injertos aloplásticos son la gran disponibilidad, no transmisiones de enfermedades, menor morbilidad en el paciente, injertos diseñados digitalmente, gran posibilidad de materiales, impresos o fresados. Aunque presenta limitaciones como son pocos estudios y su baja reabsorción<sup>49-50</sup>.

Estos injertos cuando son diseñados digitalmente mejoran la adaptación al defecto marginal interno con injertos de resina, se puede usar en defectos largos o pequeños ya que no tiene limitaciones de tamaño, y pueden producir un incremento vertical de 2.1+/- 0.9mm, y horizontal de 3.0 +/- 1 mm<sup>41</sup>.

## INTRODUCCIÓN

2.2.4. **Xenoinjertos.** Estos injertos pueden ser de origen bovino, porcino o equino. El bovino mineralizado es el más documentado presenta lenta reabsorción demostrando estudios a los 3 años partículas en hueso. El porcino es el más usado en técnicas inlays, incremento de una media de 4.8mm, usado en bloques. El equino es el más reciente, usado en bloques, y tratados con cristales de hidroxiapatita para aumentar su velocidad de reabsorción fisiológica, además contiene colágeno lo cual lo hacen más fácil de manipular y menos frágiles para adaptar, incluso disminuyendo la necesidad de tornillos <sup>51</sup>. Las ventajas de los xenoinjertos es que son más precisos cuando son diseñados y tallados digitalmente <sup>52,53</sup>. Entre sus limitaciones se encuentra el escaso número de estudio y la transmisión de enfermedades junto con su baja reabsorción <sup>44</sup>.

### 2.3. PROPIEDADES BIOLÓGICAS DE LOS INJERTOS ÓSEOS Y BIOMATERIALES

La función principal de los injertos óseos es proporcionar un soporte biológico y mecánico para estimular la regeneración ósea, con el objetivo final de reemplazar el hueso propio del huésped. Las cuatro propiedades biológicas fundamentales son la osteointegración, la osteogénesis, la osteoconducción y la osteoinducción. La capacidad de un material de injerto para unirse químicamente a la superficie del hueso en ausencia de una capa de tejido fibroso intermedio se denomina osteointegración <sup>44-45</sup>.

La osteogénesis es la formación de hueso nuevo a través de osteoblastos o células progenitoras presentes en el material de injerto, y la osteoconducción se refiere a la capacidad de un material de injerto óseo para generar un andamio bioactivo en el que pueden crecer las células huésped. Esta estructura permite que los vasos, los osteoblastos y las

## INTRODUCCIÓN

células progenitoras del huésped migren a la osteomatriz interconectada. La osteoinducción es la estimulación de la aparición de células madre del huésped en el sitio del injerto, donde las proteínas locales y otros factores inducen la diferenciación de las células madre en osteoblastos <sup>44-45</sup>.

Múltiples factores de crecimiento influyen en este proceso, incluidos los factores de crecimiento derivados de plaquetas (PDGF), los factores de crecimiento de fibroblastos (FGF) y los factores de crecimiento transformante- $\beta$  (TGF- $\beta$ ). Estas cuatro propiedades fundamentales permiten la formación de hueso nuevo que se produce en paralelo a la interconexión ósea directa <sup>44-45</sup>.

Una combinación de estos factores constituye la base para su utilización, la tolerancia adecuada a largo plazo por parte de los tejidos del huésped y el aumento de las posibilidades de que se produzcan procesos óseo regenerativos exitosos <sup>45</sup>.

La evidencia científica ha demostrado que casi todos los injertos óseos actuales y los materiales de sustitución sirven principalmente como un marco estructural para los procesos óseo regenerativos, por lo tanto, solo satisfacen el componente de osteoconductividad de las características expresadas. Además, persisten problemas potenciales relacionados con las respuestas de injerto frente a huésped para todos los materiales actuales no derivados de autoinjertos. <sup>45</sup>

Los substitutos óseos deben poseer ciertas características: biocompatibilidad y no toxicidad, esterilidad, integridad estructural, resistencia a la infección, porosidad adecuada para el crecimiento vascular, plasticidad, resistencia a la compresión, costo razonable, fáciles de manipular y fáciles de obtener, poseer algunas propiedades de potencial regenerativo o sustentabilidad (osteogénesis, osteoinducción y osteoconducción) <sup>44-45</sup>.

## INTRODUCCIÓN

Según el origen del injerto, los materiales de reemplazo óseo se clasifican en cuatro categorías con sus características únicas. La Tabla 5 resume las características de los injertos de reemplazo óseo disponibles, sus ventajas, desventajas e indicaciones <sup>44</sup>.

**Tabla 5**  
**Tipos de injertos y sus indicaciones**

Injerto óseo	Características	Ventajas	Desventajas	Indicaciones
<b>Autólogos</b>	Oseogénesis Oseoinducción Oseoconducción	Capacidad de oseogénesis  Elimina posibles complicaciones de histocompatibilidad  No riesgo de transmisión de enfermedad	Limitada disponibilidad  Cirugías adicionales  Posibles complicaciones: reabsorción radicular, anquilosis.	Defectos de furca Clase II. Defectos periodontales de 2 paredes. Defectos periodontales de 2 paredes o circunferenciales. Alveolos post-extracción intactos Aumentos óseos horizontales: <i>OBG</i> , <i>Ridge Split</i> /expansión, GBR. Aumentos de senos.
<b>Alogénicos</b>	Oseoinducción Oseoconducción	Posibilidad de oseogénesis  No necesita más cirugías adicionales en el paciente	Posibles riesgos de transmisión	Defectos de furca Clase II. Defectos periodontales de 2 paredes. Defectos periodontales de 2 paredes o circunferenciales. Defectos alveolares post-extracción de 2 o 3 paredes. Alveolos post-extracción intactos Aumentos óseos horizontales: <i>OBG</i> , <i>Ridge Split</i> /expansión, GBR. Aumentos de senos.
<b>Xenoinjertos</b>	Oseoinducción (¿?) Oseoconducción	No necesita más cirugías adicionales	Posibilidad de transmisiones de enfermedades  Bajo índice de reabsorción	Defectos peri-implantarios de 2 paredes o circunferenciales Defectos alveolares post-extracción de 2 o 3 paredes. Alveolos post-extracción intactos Aumentos óseos horizontales: <i>OBG</i> , <i>Ridge Split</i> /expansión, GBR. Aumentos de senos.
<b>Aloplásticos</b>	Oseoconducción	No hay riesgo de transmisión de enfermedades  No necesita cirugías adicionales	Bajo índice de reabsorción	Defectos peri-implantarios de 2 paredes o circunferenciales Defectos alveolares post-extracción de 2 o 3 paredes. Alveolos post-extracción intactos Aumentos óseos horizontales: <i>OBG</i> , <i>Ridge Split</i> /expansión, GBR. Aumentos de senos.

Como alternativa al hueso autólogo se han desarrollado diferentes biomateriales osteoconductores que han demostrado que pueden favorecer la fijación y proliferación celular, mejorando tanto cuantitativa como cualitativamente la regeneración ósea al promover la cicatrización

## INTRODUCCIÓN

fisiológica del defecto óseo y formar un tejido maduro con adecuadas propiedades mecánicas. El injerto óseo sintético se ha indicado como una alternativa a los métodos de autoinjerto. Existe literatura que respalda el uso de los injertos óseos sintéticos con éxito para el aumento de la cresta vertical antes de la colocación del implante <sup>44-45</sup>.

Los biomateriales sintéticos deben de ser biocompatibles, reabsorbibles, mostrar una reacción fibrótica mínima, capaces de sufrir remodelación y apoyar la formación de hueso nuevo, rentables y fáciles de utilizar. Los sustitutos de injertos óseos sintéticos deben tener una resistencia similar a la del hueso cortical/esponjoso que se reemplaza. En la actualidad se utilizan diferentes biomateriales sintéticos para la regeneración ósea en implantología como se ven en la Tabla 6 <sup>45,54-55</sup>:

**Tabla 6**  
**Ventajas, desventajas y ejemplos de biomateriales usados en la reparación y regeneración ósea**

Materiales de regeneración ósea		Ejemplos	Ventajas	Desventajas
<b>Polímeros</b>	Naturales	Proteínas: colágeno, fibrina, gelatina, fibrina de seda	Biodegradables Biocompatibles Bioactivos Ilimitados	Baja dureza mecánica Altas tasas de degradación Alta variación de lote a lote
	Sintéticos	PGA PLA PCL PLGA Poly-HEMA	Biodegradables Biocompatibles Versátiles	Baja dureza mecánica Alta concentración local de ácidos de degradación
<b>Cerámicos</b>	Fosfato cálcico	Coralina o HA β-TCP DCPD	Biocompatibles Biodegradables Bioactivos	Fragilidad
	Biocerámicos y cristal-cerámicos	Cerámicas bioactivas de silicato	Osteoconductivos Osteoinductivos (dependiendo de su estructura y sus propiedades químicas) Microporosidad	Baja resistencia a la fractura Tasas de degradación poco predecibles
<b>Metal</b>	Otros	Alúmina cerámica Tantalio Acero inoxidable Magnesio y sus aleaciones	Propiedades excelentes mecánicas Biocompatibilidad	Ausencia de adherencia de tejidos Corrosión Riesgo de toxicidad
<b>Composites</b>		Fosfato cálcico recubierto de metales HA/Poli-(D,L-Láctico) HA/gelatina de quitosano	Combinación de los anteriores	Combinación de los anteriores

## INTRODUCCIÓN

Los procedimientos de regeneración ósea en cirugía oral y maxilofacial aprovechan las propiedades mecánicas y biológicas de varios tipos de materiales de sustitución ósea para mejorar el proceso de curación de los tejidos duros dañados <sup>54</sup>. Lo ideal es un tejido con las mismas características inmunológicas, funcionales, estructurales y mecánicas que la zona receptora, que permita un resultado predecible y éxito clínico de los procesos regenerativos, y una rehabilitación protésica apoyada en implantes dentales en caso de defectos óseos severos <sup>54</sup>.

Además, los biomateriales deben proporcionar una guía tridimensional provisional y soporte mecánico a las células activas en las primeras etapas de la regeneración ósea. La porosidad, la topografía, la composición química de la superficie, la arquitectura 3D, la inmunogenicidad y las características mecánicas influyen significativamente en la formación ósea <sup>54</sup>.

La integración de un biomaterial con el tejido huésped se produce a través de diferentes mecanismos, como son la osteogénesis, la osteoconducción y la osteoinducción. Aunque el hueso autólogo se considera la mejor opción de regeneración debido a que presenta todas estas características, varios inconvenientes han limitado su utilización en relación con la morbilidad de la zona donante y su disponibilidad <sup>54</sup>. La integración de los implantes en hueso regenerado en bloque esta documentada pero existe limitada evidencia en los injertos en bloques diseñados digitalmente <sup>47,56-58</sup>.

### 3. PLANIFICACION DIGITAL DEL DEFECTO ÓSEO

La colocación adecuada de los implantes dentales para su rehabilitación posterior se basa en una visualización adecuada previa al

## INTRODUCCIÓN

tratamiento del sitio receptor óseo propuesto, la evaluación de la densidad ósea y la evaluación de los objetivos de la restauración. La visualización radiográfica de las posiciones dentales, el espacio restaurativo y la configuración ósea es un paso necesario en la planificación de implantes dentales. El éxito final del tratamiento con implantes se basa en esta evaluación radiográfica en combinación con una evaluación restauradora adecuada para garantizar el resultado final <sup>59</sup>. En cirugía regenerativa la utilización de las tecnologías digitales tridimensionales aumentan la exactitud de la regeneración bajo la planificación del aumento del defecto óseo <sup>50</sup>.

Existan varias opciones de imágenes disponibles para la evaluación y planificación de implantes dentales, relacionadas con varios factores como la disponibilidad, experiencia del clínico, cantidad de exposición a la radiación, objetivos de planificación restaurativa y coste <sup>59</sup>.

Aunque estos factores afectan al profesional la decisión de solicitar un cierto enfoque radiográfico, el paciente suele estar más preocupado por la exposición a la radiación y el costo. El advenimiento de las imágenes digitales tridimensionales (3D) junto con la tomografía computarizada de haz cónico (CBCT) provee con una gran máxima de información disponible para el cirujano implantólogo y el laboratorio, al tiempo que minimiza la cantidad de exposición a la radiación <sup>27,59</sup>.

Las tecnologías digitales han ganado una posición predominante en la implantología dental. Los estudios por CBCT brindan a los clínicos datos de imágenes digitales y comunicaciones en medicina (DICOM) que se pueden alinear con archivos *Standard Tessellation Language* (STL) obtenidos de escáneres intraorales en softwares de diseño asistido por computadora (CAD) para planificar el tratamiento con implantes, regeneración ósea y diseñar guías quirúrgicas. Sin embargo, la precisión de

## INTRODUCCIÓN

estas tecnologías, las guías de perforación y la percepción del tratamiento por parte de los pacientes cuando utilizan estas tecnologías aún son objeto de debate según algunos estudios <sup>41,60-61</sup>.

La CBCT también permite la planificación virtual de implantes con la reproducción tridimensional de férulas quirúrgicas para injertos óseos aloplásticos o alogénicos. La tecnología CAD/CAM (*Computer-aided design/computer-aided manufacturing*) es muy utilizada en odontología debido a sus diferentes aplicaciones tanto en la fabricación y fresado de inlays/onlays óseos, cirugía guiada y endodoncia guiada. Todo ello se puede realizar en el diseño del bloque sin la presencia del paciente, reduciendo con CAD/CAM el tiempo de cirugía ya que la geometría del bloque óseo se determina en un flujo de trabajo virtual adaptándolo al defecto óseo <sup>61</sup>.

En este sentido, la tecnología CAD/CAM ha sido utilizada para fabricar injertos óseos con materiales biomiméticos, como la hidroxiapatita para colocarlo en el defecto mandibular. Los bloques óseos alogénicos se obtuvieron de los biobancos, que puede ser una opción factible cuando se busca obtener un mayor volumen óseo, además son fabricados mediante el fresado de un bloque óseo <sup>61</sup>.

La planificación digital también puede ser utilizada en el estudio de la reabsorción de los injertos óseos en el tiempo con la comparación de diferentes CBCT, análisis volumétricos de los defectos óseos alveolares o malformaciones genéticas, además es de gran utilidad en el campo de la oncología y reconstrucciones óseas <sup>29-31,59,62-64</sup>.

La planificación digital también ofrece información valiosa postoperatoria. Las técnicas de imagen digital combinadas con un software específico permiten un seguimiento posoperatorio objetivo y estandarizado de los parámetros relacionados con los implantes, como son el volumen

## INTRODUCCIÓN

óseo periimplantario, morfología y estructura trabecular; morfología y el color de la mucosa; posición del implante 3D; contorno y el color de la reconstrucción; y extensión del desajuste protésico <sup>65</sup>.

Con la CBCT, el escaneo intraoral y extraoral, el software de planificación digital para la colocación de implantes, la fabricación de guías quirúrgicas e injertos óseos para la colocación totalmente guiada de implantes, el flujo digital de trabajo completo es una realidad en la práctica clínica diaria y se está convirtiendo en el estándar en implantología <sup>66-78</sup>.

Una vez que el modelo 3D es creado en base a la estructura ósea, los primeros parámetros del injerto son definidos, tales como definir la localización y región de la estructura ósea, forma del injerto y dimensiones. Todo ello teniendo en cuenta las consideraciones clínicas y estéticas para la planificación del injerto y según la posición del implante y morfología del defecto. Usando herramientas CAD del software o exportando el archivo a un programa CAD/CAM, el área del hueso faltante se crea directamente en la superficie 3D de la cresta deficiente. Este último paso puede ser creado por el cirujano dentista o por los técnicos informáticos con colaboración del profesional sanitario. Estos datos, que proporcionan información en 3D sobre la morfología del injerto óseo, se convierten en un archivo STL y se pueden enviar para la creación del injerto según el material elegido <sup>9,66,72</sup>.

Con la planificación del injerto en bloque digitalmente existe la posibilidad de también crear la osteotomía en el injerto en bloque para para colocación del implante y fijación del injerto al hueso receptor <sup>9,66,72</sup>. Las propiedades y características de los injertos óseos así como las opciones de tratamiento en bioingeniería han aumentado las posibilidades de elección de su macro- y micro- porosidad del injerto, además de dar la posibilidad de inyectar factores de crecimiento <sup>70,79</sup>. Según el biomaterial una vez planificada y creada la forma del injerto en bloque digitalmente, será

## INTRODUCCIÓN

transferido al laboratorio para su creación por medio de fresado (*milling*) o impresión (*printing*) como se describe a continuación. Los injertos serán transportados en paquetes estériles para su uso por el implantólogo o cirujano maxilofacial <sup>66,79-83</sup>.

La planificación digital favorece la exactitud de tratamientos, reduciendo el tiempo quirúrgico, y consiguiendo una mejor precisión de la cirugía implantológica moderna. En implantología dental la mayoría de los casos requiere aumento óseo antes de la colocación de implantes debido a la pérdida o insuficiencia ósea. El objetivo de las técnicas modernas y biomateriales para aumento óseo vertical y/u horizontal se centran en aumentar predictibilidad y realizar procedimientos mínimamente invasivos <sup>66</sup>.

Existen varias ventajas de los diseños en bloque diseñados digitalmente comparado con los aumentos óseos con partículas, como son un menor riesgo de contaminación; menor tiempo de cirugía; mejor adaptación al defecto; menor morbilidad; y más variedad de materiales <sup>84-85</sup>.

Con el diseño digital del injerto en bloque, se consigue una adaptación más precisa del injerto en bloque al defecto óseo ya que se es posible diseñar la forma del injerto al defecto óseo por mapeo de la superficie y reconstrucción virtual del injerto a crear <sup>86-89</sup>. La adaptación del injerto al defecto óseo receptor es importante para promover la invasión vascular y angiogénesis para la formación de hueso. Cuanto mejor precisión del injerto tendrá una mejor estabilidad mecánica <sup>86-89</sup>.

### 3.1. CIRUGIA CON EL INJERTO ÓSEO PERSONALIZADO

Diferentes estudios publicados donde se investigan los injertos óseos diseñados digitalmente describen su protocolo de cirugía de injerto que no

## INTRODUCCIÓN

difiere del injerto en bloque convencional. La realización de microosteotomías en el hueso receptor para la activación de sangrado también es recomendable. Los bloques óseos se mantienen estériles en un paquete de blíster doble. Estos pueden ser rehidratados con solución salina al 0,9% estéril y también puede ser mezclado con sangre del paciente y/o PRGF <sup>9,41,50,92</sup>.

Según la dimensión del injerto en bloque se planifica el tamaño de la incisión y el tipo de espesor desde la unión mucogingival. Una vez separado el periostio se continua con la elección del tipo de espesor. Se debe eliminar el tejido blando residual para acceder al hueso. El hueso cortical en el sitio del receptor se puede perforar con fresa de fisura para promover el crecimiento de los vasos sanguíneos. Posteriormente, el bloque óseo premoldeado y rehidratado se coloca y fija con tornillos de osteosíntesis para su estabilización <sup>9,81</sup>. Estos tornillos pueden mostrar la cantidad de reabsorción ya que son el punto de referencia de su colocación. Finalmente, los colgajos se reposicionan y deben ser suturados pasivamente <sup>9,41,50,92</sup>.

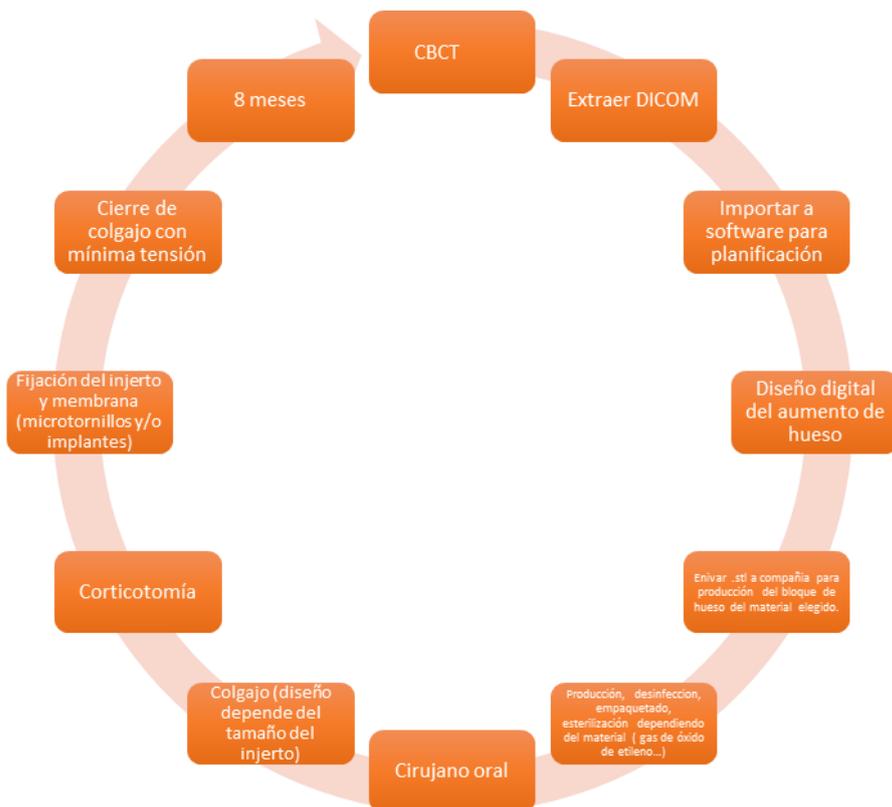
La colocación de los implantes puede ser realizada en el momento del injerto en bloque con osteotomías previamente diseñados digitalmente, aunque la literatura es limitada; sin embargo, existen estudios sobre la utilización de anillos en bloque con osteotomías para implantes preformados <sup>93-95</sup>. La mayoría de los estudios sobre injerto en bloque personalizados diseñados digitalmente suelen continuar con la colocación del implante en una segunda cirugía después de que el injerto se haya oseointegrado y previa al estudio de las dimensiones conseguidas dependiendo de la cantidad reabsorción del injerto <sup>41</sup>.

Se ha sugerido un periodo de 8 meses después de la colocación del injerto, sin ninguna fuerza sobre el injerto, antes de la colocación de los

## INTRODUCCIÓN

implantes. Durante el periodo de oseointegración del injerto no aconseja el uso de prótesis removibles para evitar la compresión de la zona receptora. Aunque también hay estudios que indican que son suficientes 6 meses para oseointegrarse antes de la colocación de los implantes dentales. Se aconseja la retirada de los tornillos de fijación en la cirugía de colocación de implantes <sup>9,41,92</sup>.

Las pautas postoperatorias en los estudios publicados prescriben antibióticos orales y analgésicos, además de enjuagues bucales con clorhexidina al 0.12%-0.2% (Figura 1) <sup>9,41,50,92</sup>.



**Figura 1**  
**Diagrama de flujo digital y cirugía**

## INTRODUCCIÓN

### 3.2. COMPLICACIONES, INCREMENTO DE HUESO Y REABSORCIÓN DEPENDIENDO DEL TIPO DE INJERTO.

Las complicaciones de los injertos en bloque son más frecuentes en mandíbula que en maxilar, y se pueden enumerar en las siguientes: dehiscencias, infección, exposición de la membrana, perforación de la mucosa, exposición de los tornillos de fijación, reabsorción ósea como consecuencia a las complicaciones, fracaso total o parcial del colgajo <sup>9,85</sup>.

Existen diversos estudios publicados sobre el incremento de hueso dependiendo de la técnica de injerto óseo demostrando su éxito para regenerar hueso para la colocación de implantes. La literatura describe el incremento de hueso dependiendo del tipo de injerto óseo con los siguientes resultados encontrados <sup>10,79,81,82-95</sup>:

#### **Autólogo:**

Horizontal 4.4mm – Vertical 3,7mm; vertical 1,4 +/-2,2mm / horizontal 1,6+/-1,5mm <sup>90</sup>.

Reabsorción 10-50% dependiendo del tipo de hueso <sup>91</sup>

Reabsorción del injerto de 3,4+/- 0,66mm a 2,2+/-0,66mm, con más reducción en maxilar comparado con mandíbula <sup>39</sup>.

#### **Alogénico:**

Vertical 0,7 +/- 1,4mm – Horizontal 2,6 +/- 2,5mm comparados con sintético <sup>48</sup>.

1,69 – 3,31 mm (1,64 + 1,22 mm) / 6 a 12 meses con implantes <sup>48</sup>.

#### **Aloplástico/Sintético:**

Dependiendo del grosor del injerto los cambios serán diferentes. Tamaño entre 1,3-2,26mm de grosor de alfafosfato tricálcico muestra 3,3% de reabsorción. Entre 8,9-10,7mm los cambios son 1,7% de media <sup>50</sup>.

Muestran hasta un 5,2% de incremento de hueso <sup>50</sup>.

Otros estudios muestran  $10,08 \pm 2,48\text{mm}$  <sup>82</sup>.

### **Xenoinjertos:**

40% de incremento con los injertos en bloque comparado con los injertos de partículas <sup>85</sup>.

### 3.3. PROGRAMACION INFORMÁTICA EN LA CIRUGÍA ÓSEA EN BLOQUE ASISTIDA POR ORDENADOR

Los componentes necesarios para preparar una cirugía ósea en bloque diseñada por ordenador son el conjunto de datos analizados de las imágenes de la TC o de la CBCT y el software de planificación quirúrgica. El software de planificación de injertos óseos permite planificar virtualmente el injerto óseo adaptado al defecto alveolar a través de la información adquirida <sup>96</sup>.

Actualmente, existen varios programas de software de planificación ósea y de implantes, y algunos sistemas que proporcionan una planificación usando el software nativo de las unidades de adquisición de CBCT. Después de su adquisición, las imágenes se exportan a los archivos DICOM, un estándar para la distribución y visualización de imágenes médicas, independientemente de su origen <sup>96</sup>.

Todos los programas de software permiten la visualización del conjunto de datos en la vista de reconstrucción multiplanar, que es el modo de visualización predeterminado en la TC y en la CBCT. Las imágenes 2D se pueden visualizar en 3 planos diferentes (axial, coronal y sagital). Algunos programas de software incluyen una imagen 3D que es un producto final del procesamiento digital. La información sobre los 3 planos diferentes debe ser completamente interpretada, porque cada plan proporciona información diferente de las diferentes estructuras incluidas en

## INTRODUCCIÓN

el campo de visión (FOV). La análisis diagnóstica de la condición patológica no se limita al área de interés sino a todas las estructuras anatómicas incluidas en el FOV <sup>96</sup>.

La técnica de adquisición de una CBCT comprende un conjunto de requisitos específicos que aseguran que las imágenes creadas y usadas en la planificación respetan los parámetros necesarios para la ejecución de un protocolo clínico correcto. La mayoría de los softwares de imágenes de la CBCT permiten manipular las imágenes con controles flexibles y variados. Esta flexibilidad no sólo proporciona una gran cantidad de creatividad y potencial de generación de imágenes, sino que también puede llevar a errores de reconstrucción de imágenes múltiples, si los principios específicos no se establezcan como un estándar. La mayoría de estos principios se refieren a cómo se orientan los datos de volumen y cómo se crean imágenes de corte transversal. Hacer esto incorrectamente resulta en imágenes que pueden conducir a errores visuales y de medida <sup>96-97</sup>.

Los modelos tridimensionales pueden ofrecer una idea de la anatomía general tal como eminencias radicales, defectos óseos, zonas regeneradas, exostosis y mal posicionamientos dentarios. Finalmente, las representaciones del volumen pueden servir como una herramienta educativa para que los pacientes entiendan cómo funciona todo el proceso <sup>96</sup>.

Una evaluación del espacio entre las arcadas puede ayudar a determinar si hay espacio suficiente para la restauración después del injerto óseo en bloque. Es común que los dientes antagonistas sobre erupcionen en el espacio edéntulo, dificultado la restauración final si no se ha contemplado oportunamente este punto en la planificación. El aumento de la cresta es por veces una solución para obtener una altura vertical adecuada para los diseños protésicos. La anchura mesiodistal del espacio

## INTRODUCCIÓN

entre los dientes adyacentes y/o otros implantes también puede limitar o impedir que se coloque un implante o su restauración correspondiente <sup>96</sup>.

Las prótesis dentales implantosoportadas pueden planificarse con mayor exactitud en este contexto. Una prótesis radiopaca duplicada, en un proceso de escaneado, ayuda a delinear los límites de los tejidos blandos y también mostrar los dientes. Este procedimiento hace que la planificación de la ubicación y la trayectoria de los implantes dentro de la prótesis propuesta sea mucho más fácil. El espesor gingival también puede ser evaluado, lo cual es útil para consideraciones de la localización de las prótesis dentales. Consecuentemente, la colocación de los implantes en una ubicación ideal y su angulación para la estabilidad de las prótesis se ve mejorada con esta técnica <sup>96-100</sup>.

**PLANTEAMIENTO  
DEL  
PROBLEMA**

## PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA

La implantología oral mediante la cirugía guiada asistida por ordenador ha revolucionado la práctica odontológica y ha tenido un rápido desarrollo. Existen condiciones orales en los pacientes edéntulos totales o parciales como representa el déficit horizontal y vertical de la cresta alveolar que dificultan la inserción de implantes lo que obliga al profesional a recurrir a técnicas complejas como son los injertos óseos o la regeneración tisular guiada. Las nuevas técnicas radiológicas de diagnóstico mediante tomografía computarizada de haz cónico (CBCT) han revolucionado la planificación de los implantes dental y regeneración ósea en pacientes con grandes defectos óseos.

Recientemente, se han desarrollado muchas técnicas para reconstruir los defectos del hueso alveolar y permitir la correcta colocación de los implantes dentales. Actualmente, las imágenes digitales tomadas con tomografía computarizada combinadas con técnicas CAD/CAM pueden ser utilizadas directamente para producir injertos en bloques en diferentes tipos de injertos óseos.

Debido a los cambios tridimensionales de la reabsorción ósea después de la extracción dental es difícil a veces proceder con la rehabilitación dental con implantes. El proceso de reabsorción es de por vida, irreversible, crónico y acumulativa. La reabsorción es mayor durante el primer año y ocurre a un ritmo particularmente rápido durante los primeros 3 meses, aunque pueden existen variaciones en los diferentes individuos <sup>10</sup>.

La reabsorción ósea posterior a la extracción se puede cuantificar de una forma más exacta con técnicas radiológicas o escáneres digitales 3D <sup>13</sup>. La preservación ósea es una de las mayores preocupaciones para los implantólogos. Estos cambios tanto verticales como horizontales de la

## PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA

cresta alveolar pueden complicar los procedimientos de restauración posteriores cuando se eligen implantes dentales. Durante las últimas dos décadas, ha surgido un interés creciente con respecto a la preservación de la cresta alveolar, para minimizar la reabsorción externa de la cresta y maximizar la formación de hueso dentro de la cavidad <sup>16</sup>.

En este sentido, la función principal de los injertos óseos es proporcionar un soporte biológico y mecánico para estimular la regeneración ósea, con el objetivo final de reemplazar el hueso perdido propio del huésped. Sus cuatro propiedades biológicas fundamentales son la osteointegración, la osteogénesis, la osteoconducción y la osteoinducción. La capacidad de un material de injerto para unirse químicamente a la superficie del hueso en ausencia de una capa de tejido fibroso intermedio se denomina osteointegración <sup>44-45</sup>.

La CBCT se utiliza ampliamente para proporcionar información tridimensional detallada sobre la anatomía ósea y ayuda a los cirujanos a planificar y evaluar los procedimientos de injerto óseo y colocación de implantes. Las dimensiones volumétricas reales pueden ser analizadas mediante el uso de varios programas informáticos disponibles <sup>29</sup>. También se puede utilizar para la evaluación de los defectos óseos y de los cambios óseos después del tratamiento con los injertos óseos, como en las elevaciones de senos maxilares, las reconstrucciones maxilofaciales importantes y la obtención de bloques intra o extraorales <sup>29</sup>.

En este sentido, las nuevas tecnologías han sido utilizadas para fabricar injertos óseos con diferentes materiales biomiméticos, como la hidroxiapatita para colocarlo en el defecto maxilar o mandibular. Los bloques óseos pueden obtenerse de diversos orígenes (cadáver, animales) o ser fabricados artificialmente (ej. aloplásticos) constituyendo ser una

## PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA

alternativa real y factible cuando se busca obtener un mayor volumen óseo, además son fabricados mediante el fresado de un bloque óseo <sup>61</sup>.

La planificación digital puede ser utilizada con éxito en el estudio de la reabsorción ósea, de la evolución de los injertos óseos en el tiempo con la comparación de diferentes CBCT, analizando de forma volumétrica estos defectos óseos alveolares <sup>29-31,59,62-64</sup>. Además, la planificación digital también ofrece una información valiosa postoperatoria, permitiendo un seguimiento postoperatorio objetivo y estandarizado de los parámetros relacionados con los implantes, como son el volumen óseo periimplantario, la morfología y la estructura trabecular; la posición del implante 3D, y la extensión del ajuste protésico <sup>65</sup>.

Una vez que el modelo 3D es creado en base a la estructura ósea del defecto, los primeros parámetros del injerto son definidos, tales como definir la localización y región de la estructura ósea, forma del injerto y dimensiones. Las consideraciones clínicas y estéticas para la planificación del injerto, son también evaluadas, según la posición de los implantes y morfología del defecto. La utilización de herramientas CAD del software o exportando el archivo a un programa CAD/CAM, el área del hueso ausente se crea directamente en la superficie 3D de la cresta deficiente. Estos datos, que proporcionan información en 3D sobre la morfología del injerto óseo, se convierten en un archivo STL y se pueden enviar para la creación del injerto según el material elegido <sup>9,66,72</sup>.

La planificación digital favorece la exactitud de tratamientos, reduciendo el tiempo quirúrgico, y consiguiendo una mejor precisión de la cirugía implantológica moderna. En implantología dental la mayoría de los casos requiere aumento óseo antes de la colocación de implantes debido a la pérdida o insuficiencia ósea. El objetivo de las técnicas modernas y biomateriales para aumento óseo vertical y/u horizontal se centran en

## PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA

aumentar predictibilidad y realizar procedimientos mínimamente invasivos<sup>66</sup>.

Con el diseño digital del injerto en bloque, se puede conseguir una adaptación más precisa del injerto en bloque al defecto óseo ya que se es posible diseñar la forma del injerto al defecto óseo por mapeo de la superficie y reconstrucción virtual del injerto a crear<sup>86-89</sup>. La adaptación del injerto al defecto óseo receptor es importante para promover la invasión vascular y angiogénesis para la formación de hueso. Cuanto mejor precisión del injerto tendrá una mejor estabilidad mecánica<sup>86-89</sup>.

Teniendo en cuenta, los avances en el diagnóstico tridimensional (3D) por CBCT de los defectos óseos, y la posibilidad de desarrollar injertos óseos personalizados con este protocolo, previamente a la posterior inserción de implantes y restauración protodóncica, los objetivos del presente trabajo de investigación doctoral son:

1. Valorar la importancia de los programas informáticos para la reconstrucción ósea en bloque individualizados con los datos obtenidos por CBCT para la realización del protocolo diagnóstico y quirúrgico.
2. Evaluar las características de cada paso del flujo de trabajo digital en el diagnóstico del defecto óseo y en la planificación de los injertos óseos en bloques adaptados al defecto alveolar.

MATERIAL  
Y  
MÉTODOS

## MATERIAL Y MÉTODOS

El presente estudio doctoral va a realizar la planificación digital de las imágenes por CBCT de defectos óseos para injertos óseos en bloque con 3 programas informáticos (Mimics Innovations Suite Research®, Meshmixer® y Nemoscan ®).

### 1.ELEMENTOS DE HARDWARE Y SOFTWARE UTILIZADOS.

Se han utilizado, para el análisis del tema de esta tesis doctoral, los siguientes dispositivos informáticos:

#### 1.1.HARDWARE

Ordenador Macbook Pro (2015), con un Procesador 2,7 GHz Intel Core i5, Memoria RAM 8GB 1867 MHz DDR3 y tarjeta gráfica Intel Iris Graphics 6100 1536 MB. Tiene instalado el sistema operativo MacOS Monterey, y un programa emulador de Windows 10, VMWare Fusion, v.8.5.3.

#### 1.2. SOFTWARE

Debido al tema de esta tesis doctoral se utilizarán los siguientes programas informáticos que permiten la creación de injertos en bloque individualizados de acuerdo a la planificación del defecto óseo.

1.2.1.**Mimics Innovations Suite Research** ®, versión de demostración MIS 24.0.1 el cual incluye un segundo software llamado **3-Matic** ®

Compatibilidad con Windows 10

Fabricante: Materialise Belgium. Leuven. Bélgica

## MATERIAL Y MÉTODOS

El programa Mimics ® lee los datos de imágenes en 3D de los escáneres CBCT y reconstruye el modelo en 3D. El software presenta un flujo de trabajo completamente digital que ahorra tiempo y no requiere una plantilla de escaneo. Las guías de perforación diseñadas con el software admiten la inserción de implantes mediante cirugía guiada.

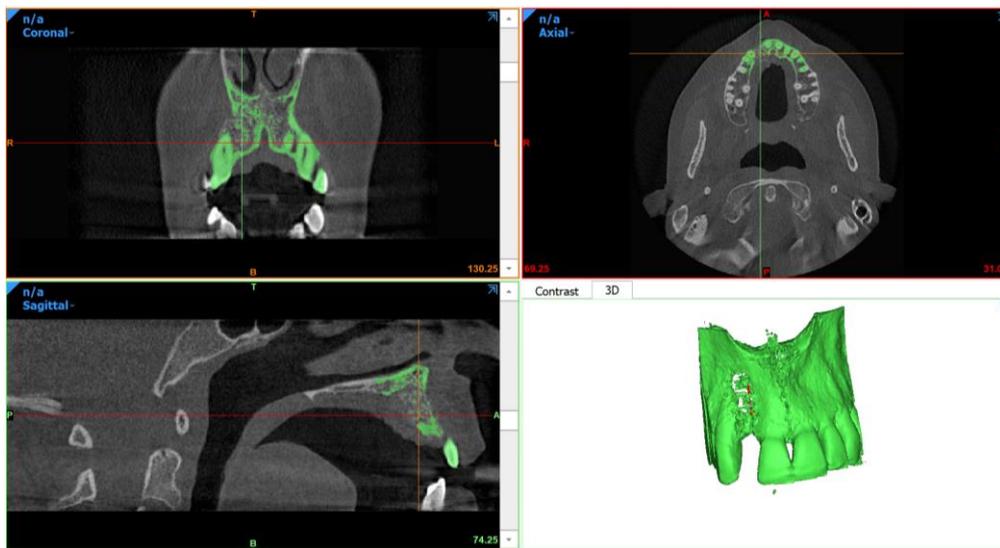
El software admite acceso a todas las funcionalidades que se necesitan para Ingeniería anatómica. El software permite segmentar, medir, diseñar y modelar con herramientas de vanguardia fáciles de utilizar. La producción de guías de perforación tanto local como centralizada. Todos los módulos principales están incluidos en la licencia:

1.2.1.1.Mimics® Base: el software permite importar la data base (CT, CBCT, MRI, micro-CT, 3D ultrasound) y segmentarlo de una forma fiable y precisa con la reconstrucción 3D del modelo (Figura 1).

- i. Importar y anonimizar los datos de las imágenes
- ii. Procesa las imágenes: filtra, recorta y recorta.
- iii. Segmentar imágenes utilizando herramientas intuitivas y de última generación.
- iv. Gire la pila de imágenes en ángulos arbitrarios para un reformateo interactivo multiplanar.
- v. Convierte imágenes 2D en modelos 3D y visualiza contornos
- vi. Optimiza los modelos 3D con herramientas de fijación como suavizar, envolver, rellenar agujeros.
- vii. Realiza mediciones de ángulos y distancias en imágenes o modelos 3D.

## MATERIAL Y MÉTODOS

- viii. Alinear objetos usando un registro global o basado en puntos
- ix. Exporta modelos 3D como archivos STL para impresión o análisis 3D



**Figura 1**  
**Desarrollo de modelos 3D**

1.2.1.2.Mimics® Medidor: Módulo de análisis: el software puede mejorar las investigaciones y desarrollo adquiriendo un conocimiento profundo de la anatomía y patología del área estudiada, así como el ajuste y el rendimiento del dispositivo mediante herramientas de cuantificación avanzadas.

- x. Indicar puntos de referencia y anotar
- xi. Calcular áreas y volúmenes
- xii. Proyectar medidas 3D en planos anatómicos 2D
- xiii. Caracterizar estructuras anatómicas

## MATERIAL Y MÉTODOS

- xiv. Comparar objetos alineados
- xv. Identificar y medir vasos sanguíneos: diámetros, curvaturas, longitudes de curvatura, tortuosidad, etc.
- xvi. Analizar curvatura o espesor
- xvii. Usar secuencias de comandos de Matlab® integradas para análisis complejos
- xviii. Referenciar a una vista ampliada de un recipiente mediante reformateo plano curvo (CPR)

1.2.1.3. Mimics® Medidor: Módulo de simulación. El software puede visualizar y simular procedimientos complejos para respaldar investigaciones clínicas.

- xix. Simular procedimientos con cortes virtuales
- xx. Importar y colocar implantes para análisis FEA y de puerta
- xxi. Visualice implantes en imágenes para estudiar la colocación y el diseño.
- xxii. Indicar y exportar puntos de referencia
- xxiii. Crear nervios virtuales

1.2.1.4. Mimics® Diseño: Módulo de diseño. El software puede aplicar potentes herramientas de diseño y datos anatómicos para investigar y desarrollar modelos y prototipos 3D para implantes y guías quirúrgicas.

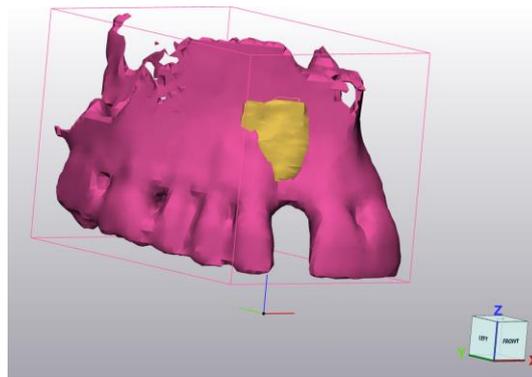
- xxiv. Desarrolla prototipos de implantes a partir de datos de imágenes.
- xxv. Realiza operaciones CAD en modelos 3D: booleanos, extrusión, barrido, hueco, etc.

## MATERIAL Y MÉTODOS

- xxvi. Utiliza bocetos y curvas 3D para diseñar características complejas
- xxvii. Termina los diseños en 3D con recortes, suavizados y transformaciones
- xxviii. Etiqueta prototipos y piezas
- xxix. Importa archivos CAD y combinarlos con modelos anatómicos
- xxx. Crea modelos realistas

1.2.1.5.Mimics® Diseño: Módulo de ingeniería anatómica reversa. El programa puede preparar datos de geometría para la interoperabilidad con CAD.

- xxxi. Convertir archivos STL a archivos IGES
- xxxii. Exportas modelos 3D para seguir investigando en un paquete CAD tradicional (Figura 2).



**Figura 2**  
**Desarrollo de injerto personalizado 3D**

## MATERIAL Y MÉTODOS

1.2.1.5.Mimics® Modelado: Módulo "Finite Element Analyses" (FEA) **3-matic**. El programa puede preparar mallas (*mesh*) de alta calidad para simulaciones realistas de modelado computacional con control total sobre el refinamiento, la precisión y la reproducibilidad de los elementos de la malla.

- xxxiii. Generar y exportar mallas de elementos finitos para estudios FEA y CFD (3-matics)
- xxxiv. Optimizar controlando el tamaño y la calidad de las mallas
- xxxv. Crear superficies de contorno
- xxxvi. Realizar una asignación de material heterogénea basada en el valor de gris de CT/CBCT
- xxxvii. Crear mallas de ensamblaje de varias partes.

1.2.1.6.Mimics® Módulos de investigación adicionales.

Aunque la licencia incluye los módulos principales, se puede agregar fácilmente módulos de investigación adicionales. Se ofrecen licencias académicas que pueden ser variables o fijas y perpetuas o anuales.

- xxxviii. Módulo de rayos X: El módulo de rayos X consta de herramientas manuales y automáticas que permiten: registrar múltiples imágenes de rayos X en modelos 3D obtenidos de una tomografía computarizada o resonancia magnética, reposicionar modelos 3D a la posición en las imágenes de rayos X y retroproyectar puntos de referencia de imágenes de rayos X en 3D.

## MATERIAL Y MÉTODOS

- xxxix. Módulo de segmentación cardíaca y vascular (C&V):  
Hace que la segmentación cardiovascular sea más eficiente y coherente con la segmentación coronaria semiautomatizada. Incluso puede segmentar datos 4D utilizando la tecnología de transformación de máscara y mejorar la visualización con un vínculo entre la vista 3D y los ángulos de fluoroscopia.
- xl. Módulo pulmonar: Obtiene más información anatómica de tomografías computarizadas de pulmón. Con el módulo pulmonar, se puede segmentar y analizar con precisión el sistema respiratorio inferior. No se requiere plantilla de escaneo.

En el presente trabajo de investigación doctoral solamente se han utilizado aquellos módulos para tejidos duros (óseos principalmente) para la reconstrucción del defecto e injerto óseo.

Para los clínicos, ofrece los siguientes beneficios:

- Ofrece un tratamiento estándar de calidad con visitas mínimas para el paciente a un costo-asequible (no se requiere una plantilla de escaneo obligatoria)
- Aplicación de una cirugía mínimamente invasiva
- Integra flujos de trabajo quirúrgicos y protésicos
- Fabricación injertos óseos altamente precisas y personalizadas, incluyendo la planificación de los implantes y restauraciones temporales provisionales directamente desde su laboratorio local

## MATERIAL Y MÉTODOS

### 1.2.2. Meshmixer®, versión de 3.5. Compatibilidad con Windows 10

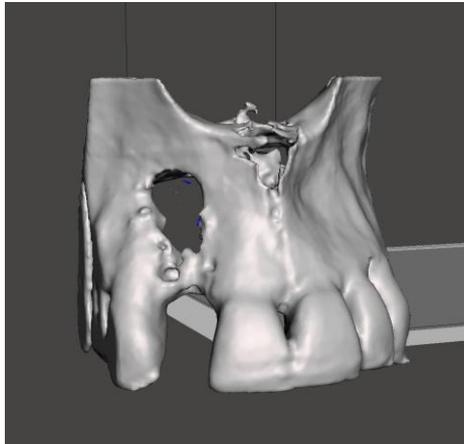
Fabricante: Autodesk Research ® California, EE.UU.

La aplicación de este programa informático permite (Figuras 3 y 4):

- Mezcla de malla de arrastrar y soltar
- Escultura 3D y Estampado de Superficies
- Conversión a robusto para impresión 3D
- Patrones y celosías 3D
- Huecos (con agujeros de escape)
- Estructuras de soporte de ramificación para impresión 3D
- Optimización automática de la orientación de la cama de impresión, diseño y empaque
- Herramientas de selección avanzadas que incluyen cepillado, sufarce-lasso y restricciones
- Remallado y simplificación / reducción de mallas
- Suavizado de malla y deformaciones de forma libre
- Relleno de orificios, puentes, cierre de límites y reparación automática
- Cortes planos, reflejos y valores booleanos
- Extrusiones, superficies compensadas y proyecto a superficie objetivo
- Tubos y canales interiores
- Posicionamiento 3D preciso con pivotes
- Alineación automática de superficies
- Medidas 3D

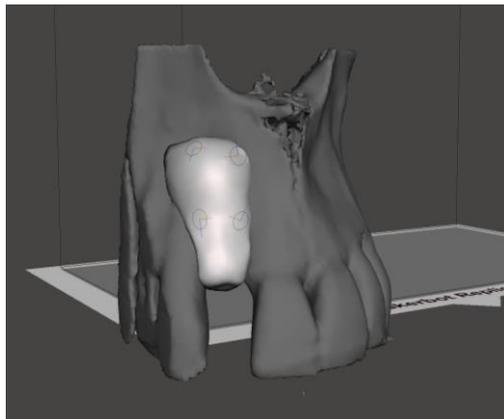
## MATERIAL Y MÉTODOS

- Análisis de estabilidad y espesor



**Figura 3**  
**Modelo 3D con defecto óseo en maxilar superior**

El programa informático Meshmixer® permite la creación de modelos 3D de los defectos óseos (Figura 3) con un alto grado de precisión para facilitar al clínico la severidad de la lesión y posteriormente desarrollar la malla más adecuada para su tratamiento (Figura 4).



**Figura 4**  
**Modelo 3D con la malla personalizada para el defecto óseo**

## MATERIAL Y MÉTODOS

Este programa no permite calcular la densidad ósea y debe haber sido medida con otro software de implantes. Se puede diseñar realizar cirugía guiada con la planificación de la férula quirúrgica.

El programa informático Meshmixer® facilita el diseño de piezas sólidas que se ajustan a los contornos detallados de los escaneos 3D, al tiempo que incorpora características mecánicas precisas. Esto es muy útil en aplicaciones médicas y de salud, donde los profesionales pueden escanear a una persona para crear un modelo 3D específico para el paciente y luego utilizar este modelo como base para crear dispositivos y ayudas personalizados. Tienen un módulo llamado 3D PrintAbility con el que promueven su uso en niños en países sin desarrollo.

### 1.2.3. Nemoscan ®, versión de demostración 12.12.0

Compatibilidad con Windows 10

Fabricante: Software Nemotec, S.L. Madrid. España

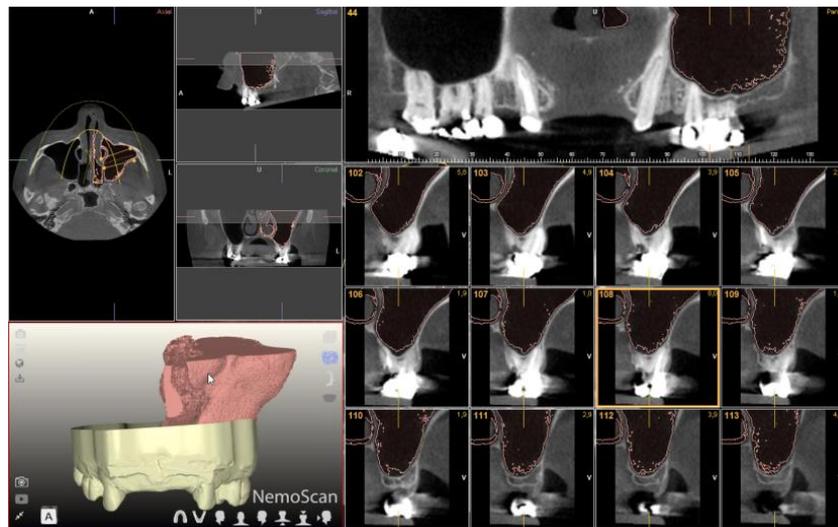
NemoScan ® es un software para el diagnóstico y planificación de cirugía de implantes y de restauraciones implantosoportadas y también permite la opción de creación de injertos óseos en bloque diseñados virtualmente y adaptados al defecto alveolar.

La aplicación de este programa permite (Figuras 5 y 6):

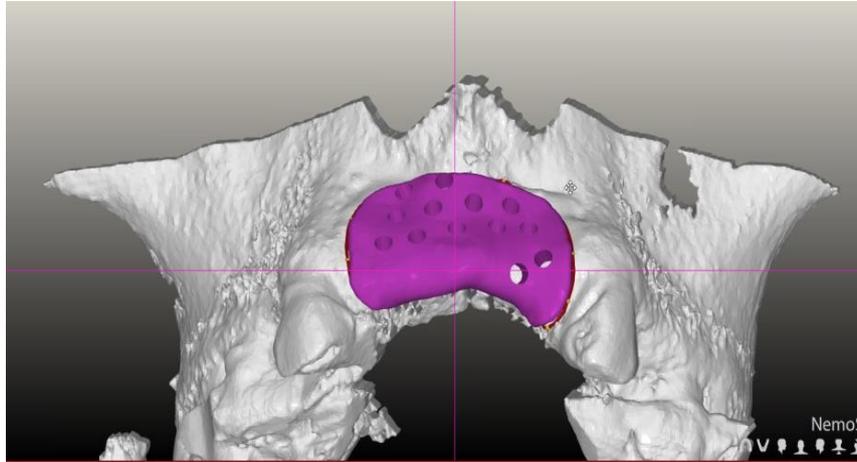
- Visualización de tomografías de haz cónico
- Segmentación de dientes para simular extracciones virtuales
- Amplia librería de implantes con más de 60 marcas
- Amplia librería de aditamentos
- Alineación de distintos tipos de modelos a la tomografía (escáner intraoral, encerados digitalizados, fotos)

## MATERIAL Y MÉTODOS

- Edición y transformación de mallas
- Previsualización de distintas galerías de prótesis durante la planificación
- Planificación de tratamiento implantológico teniendo en cuenta la prótesis
- Planificación y generación de implantes, aditamentos o prótesis a medida y estándares Análisis de oclusión con articulador virtual
- Generación de productos: FRI, Biomodelos (prequirúrgico, óseos, etc.) y múltiples guías quirúrgicas
- Generación de injertos óseos en bloque personalizados y exportables.
- Conexión con NemoBox para compartir casos de implantología con doctores, laboratorios o pacientes
- Integración multidisciplinar con cualquiera de los módulos de la suite NemoStudio de Nemotec.



**Figura 5**  
**Imágenes CBCT 3D con el defecto óseo vestibular anterior en maxilar superior**



**Figura 6**  
**Modelo 3D con la malla personalizada para el defecto óseo**

## **2.METODOLOGIA DE ANALISIS Y VALORACION DE LAS IMAGENES.**

Las imágenes se van a analizar para la planificación de los defectos óseos con necesidad de injertos óseos en bloque diseñados digitalmente y adaptados para el aumento de hueso.

El método de análisis de los programas informáticos seguirá las siguientes etapas:

1. Selección de los programas informáticos disponibles expuestos anteriormente, que permiten realizar los procedimientos para el diagnóstico de los defectos óseos y la realización de los injertos óseos personalizados.
2. Utilización de los programas informáticos seleccionados para realizar la planificación del tratamiento y en sus aspectos quirúrgicos, con valoración de si los defectos en bloque pueden ser diseñados digitalmente.

## **MATERIAL Y MÉTODOS**

3. Elaboración del flujo digital individual de cada programa informático de cirugía seleccionado.
4. Análisis de los resultados virtuales obtenidos y evaluación de las imágenes obtenidas, respectivamente:
  - 4.1 Análisis de los resultados obtenidos del volumen óseo y de su disposición tridimensional.
  - 4.2. Análisis de la medición virtual de la densidad ósea.

# RESULTADOS

## RESULTADOS

Se seleccionaron 20 estudios digitales por CBCT de defectos óseos con necesidad de injertos óseos para la colocación de implantes. Se valoró el defecto, los tejidos adyacentes y las técnicas disponibles una vez importado los datos de CBCT en los programas. En 10 estudios se pudo aplicar la técnica de injerto óseos en bloque diseñados digitalmente. En los otros 10 estudios, el diseño fue impedido debido a la irregularidad del alveolo y los tejidos orales circundantes (seno maxilar, dentición vecina), extrusión de dientes opuestos y cantidad de hueso disponible suficiente lo cual permitía el uso de otras técnicas.

Los programas informáticos usados fueron los descritos a continuación.

### 1.MIMICS INNOVATION SUITE®

#### 1.1.DESCRIPCIÓN Y DIAGNÓSTICO

El programa informático Mimics Innovations Suite® consta de 2 programas: Mimics® (programa para los archivos DICOM y segmentación además de creación 3D) y 3-Matics® (programa para la creación de objetos 3D y su manipulación/adaptación). El primer paso es con Mimics R® el cual dispone en su menú principal la opción de importar o exportar archivos “*new project*” donde se puede seleccionar los archivos DICOM para abrir. Una vez seleccionado todos los archivos, aparece la opción “*windowing*” la cual nos da la opción de seleccionar la apertura del archivo y sus vistas (“*opening/views*”).

A la derecha de las secciones del CBCT aparece opciones para la manejo del proyecto (“*Project Management*”) y debajo aparece las opciones

## RESULTADOS

para crear la simulación 3D de los archivos DICOM. Una vez que el archivo está cargado, continuamos con el *“thresholding”* lo cual significa la segmentación del objeto para poder visualizarlo en diferentes colores. Existen diferentes opciones de *“thresholding”* dependiendo de lo que queramos ver (hueso, tejidos blandos, esmalte...), una vez seleccionado podemos variar sus parámetros según lo que queremos obtener de la imagen y cuanto detalle necesitamos, pero normalmente los parámetros predeterminados son suficientes. Cuanto más bajo sea el *“threshold”* más tejidos blandos se verá, y si se pone más alto más tejidos duros serán identificados. Durante esta etapa existe la posibilidad de seleccionar solo un área de todo el CBCT donde se quiere trabajar, así se usa menos memoria del ordenador y se puede trabajar más rápido. Una vez confirmado el *“threshold”* se debe pulsar el botón *“End Threshold”*.

Posteriormente se crea el modelo 3D con *“3D Model Representation”* con un solo *click* en el icono, con el cual se crea otra ventana de visualización del modelo.

Existe la posibilidad de poder seleccionar la escala de Hounsfield seleccionando *“Profile Line”*, y eligiendo el valor para hueso y dientes. Ello se hace manualmente hasta que estés satisfecho con lo que aparece.

También puedes segmentar o reenderizar (*“reenderedd/segmented”*) el modelo en este punto cambiando las 3 líneas del espacio en los diferentes planos (axial, sagital, transversal).

Puedes volver a adaptar el umbral en cualquier momento para incluir más o menos información dependiendo de la escala de grises. Cuanta menos escala de grises mejor para reducir el defecto óseo, y creas otra

## RESULTADOS

máscara ("mask"). Puede seleccionar y deseleccionar la que prefieres ver y trabajar con ella, además de compararlas.

Una vez ya tenemos el modelo segmentado, se continua con las herramientas de edición 2D y 3D para perfilar el defecto óseo en el que vamos a planear el injerto. Se puede hacer de las siguientes formas:

- *Editing mask tool*: permite elegir la mascara y luego remover el área que sea de interes.

- *3 interpolate*: sección por sección de cada plano se va seleccionado en los pixels que queremos remover, y luego se presiona auto-interpolate para unir todos los puntos.

- *Morphology operations*: reduce en todas las pantallas los pixeles con la opción ERODE según el valor que le demos, puedes pre visualizarlo a la misma vez que se hace reduciendo artefactos.

- Finalmente se puede usar "Dilate" para suavizar la imagen.

Todo ello también se puede realizar desde las herramientas 3D.

Una vez se ha completado la segmentación y estamos satisfechos con la imagen es cuando se exporta al programa 3-Matic® que esta conectado a Mimics® con un acceso directo desde su menú



. El modelo es exportado a 3-Matic® automáticamente y tienes la opción de seleccionar que mascara/parte quieres exportar. Con 3-Matic® se crea el injerto con la construcción del objeto con las dimensiones que deseamos.

En la sección "Design" se selecciona "All Options". Se puede hacer mas recortes si fuera necesario, suavizar o rellenar. Se crea el objeto que

## RESULTADOS

representa el injerto adaptándose a la superficie del modelo segmentado. Para crear el injerto se usa “*Interpolate*” donde se selecciona cada punto de la superficie que queremos rellenar o incrementar, luego se presiona “*Interpolate*”, luego “*Apply*” y por último “OK” y finalmente clicar “*Create Part*”.

Una vez creado se puede exportar como archivo \*.stl para su impresión o envío para creación del injerto.

Otra forma de crear el injerto es con la opción de “*Mesh*”, luego se selecciona la morfología que desees, eliges 4 puntos y luego se presiona “*Create*” y por último “*Subtract*” para exportar como archivo \*.stl, aunque también tiene otras opciones de exportar.

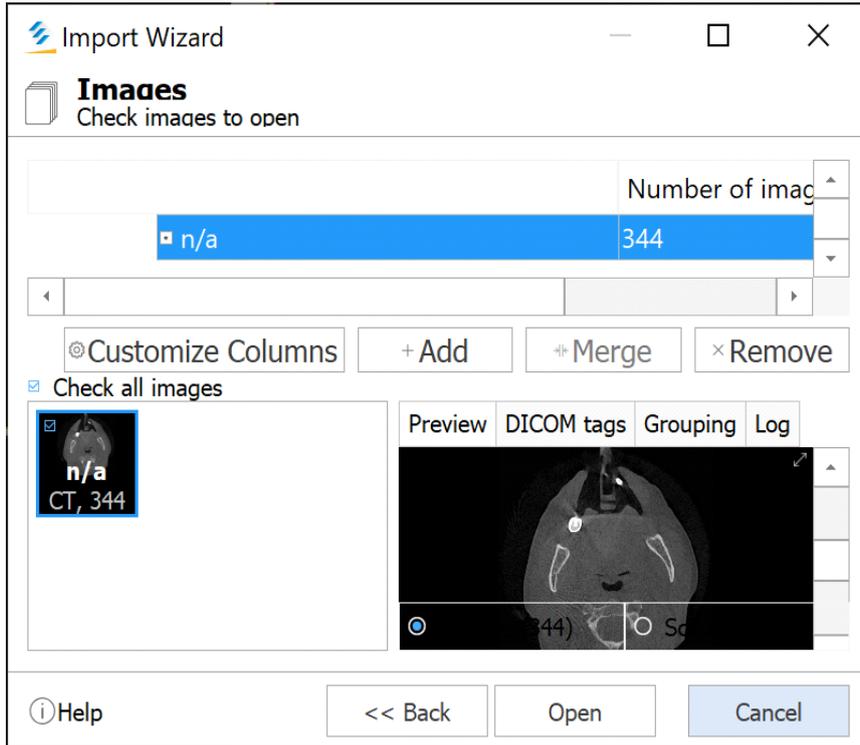
La tercera forma para crear el injerto es por medio de “*Curve*”, donde se selecciona y se fija puntos que posteriormente se rellenan con “*Fill Hole Freeform*” y finalmente se subtrae (“*subtract*”) para poder exportarlo con archivo \*.stl. o que elija el operador.

Por último, se copia el objeto de 3-Matics® y se pega en Mimics®, donde podemos ver su adaptación al defecto óseo y representación.

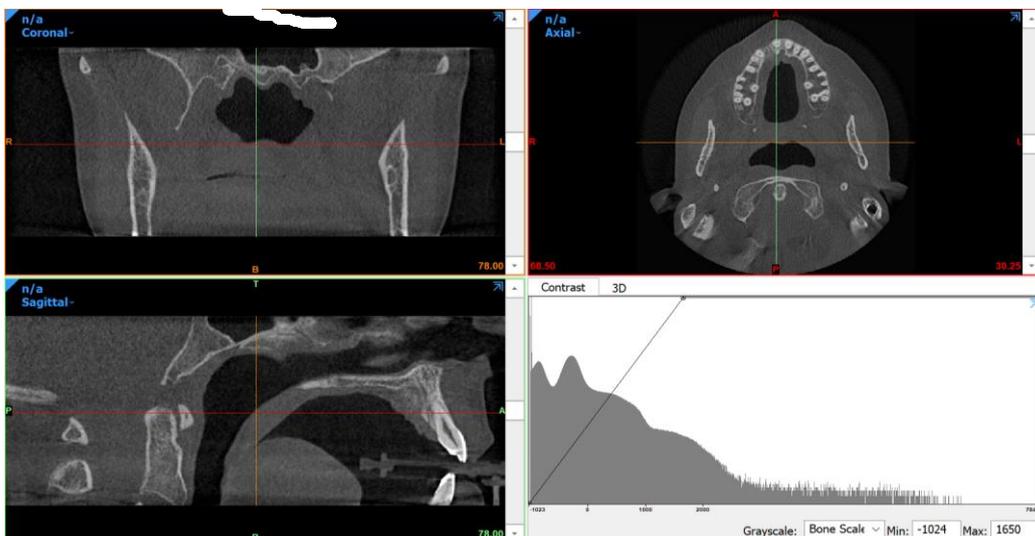
### 1.2.FLUJO DE TRABAJO

#### 1.2.1. Creación del modelo del paciente en 3D

# RESULTADOS



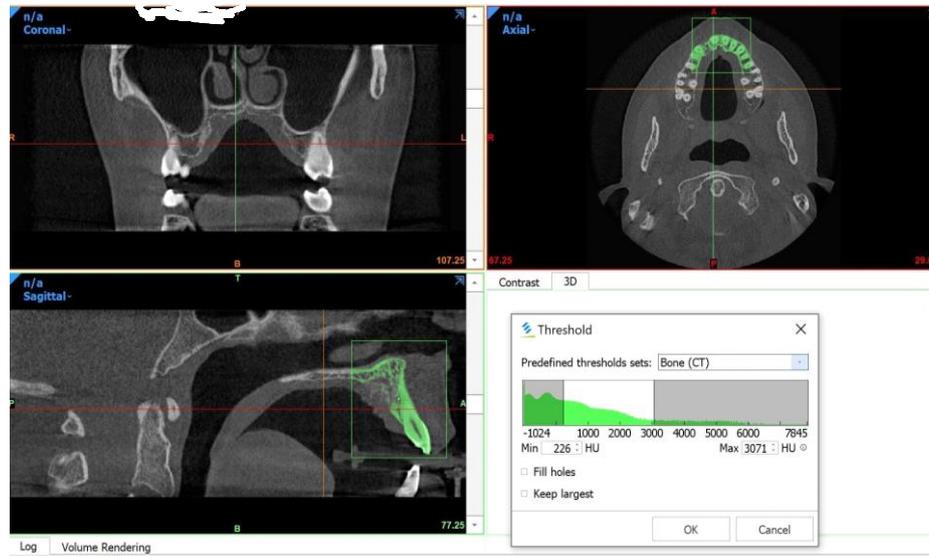
## 1.2.2. Importar DICOM



## 1.2.3. Ajuste de contraste.

# RESULTADOS

## 1.2.4. Umbral y recorte del modelo

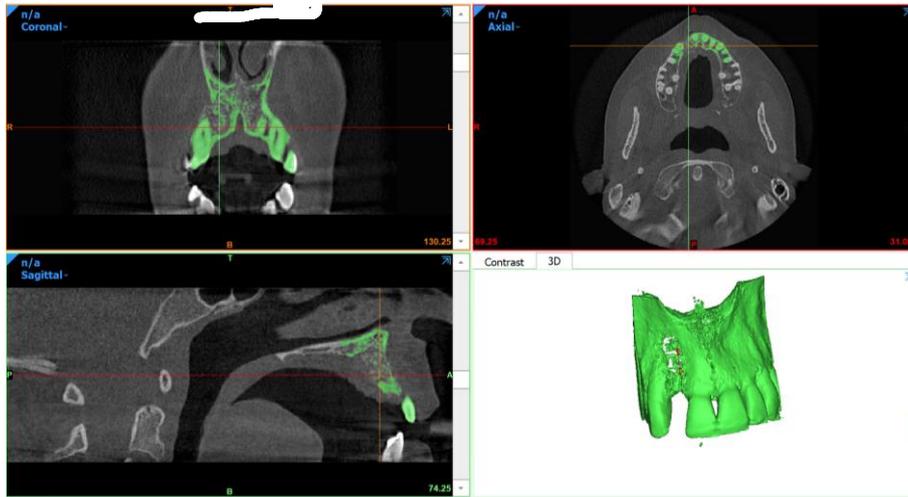


## 1.2.5. Calcular partes

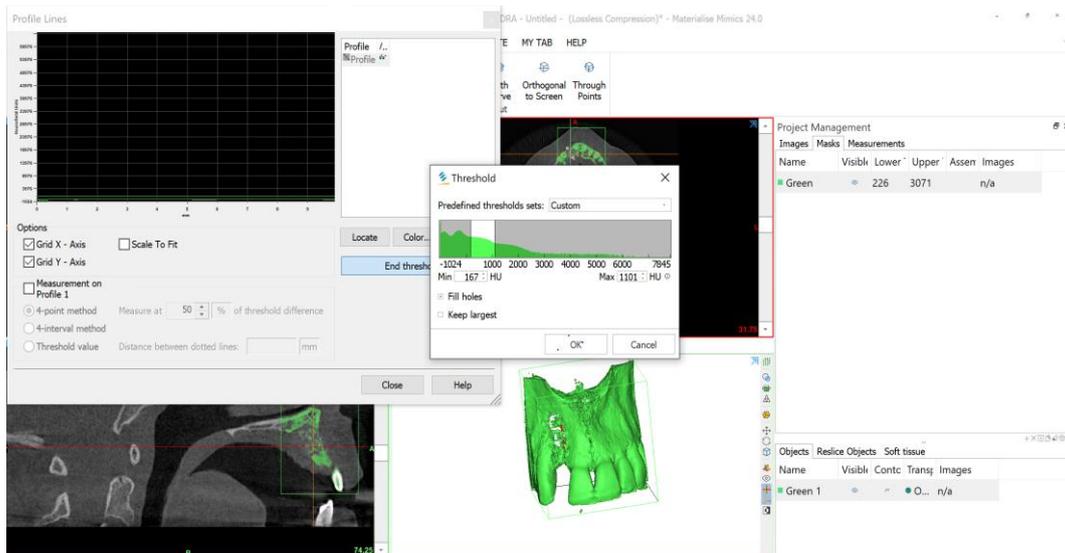


## 1.2.6. Creación del modelo 3D

## RESULTADOS

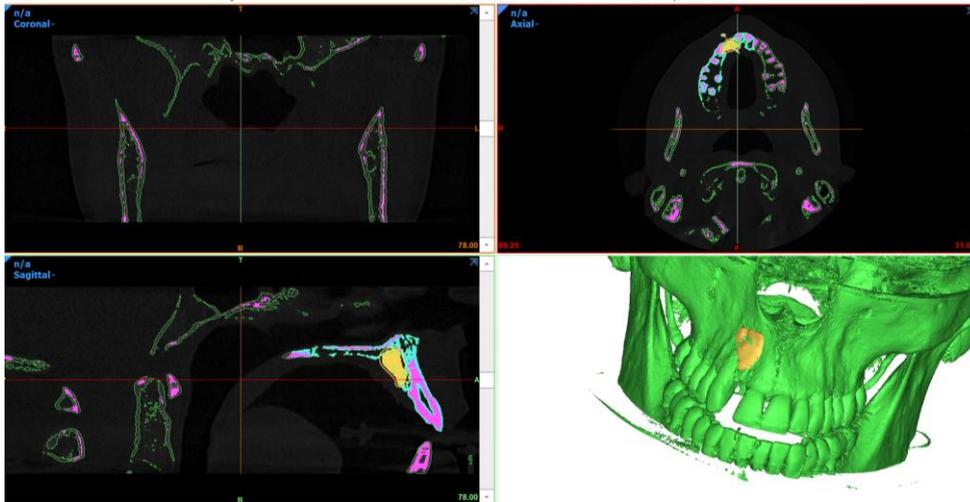


1.2.7. *Profile line* y nuevo umbral - eliminar artefactos de hueso con selección de HU - máscara del paciente



1.2.8. Creación de nuevas máscaras: con o sin dientes, suavizar defecto

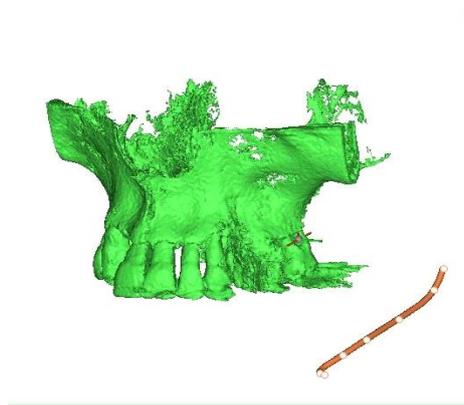
## RESULTADOS



1.2.8.1 y/o unión de diferentes máscaras

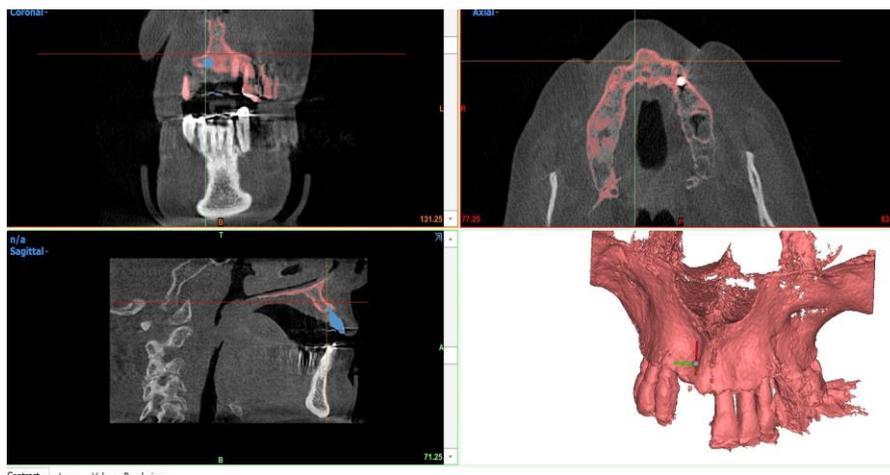
1.2.8.2 con o sin injerto

1.2.9. Identificación de nervio con "thin structure"

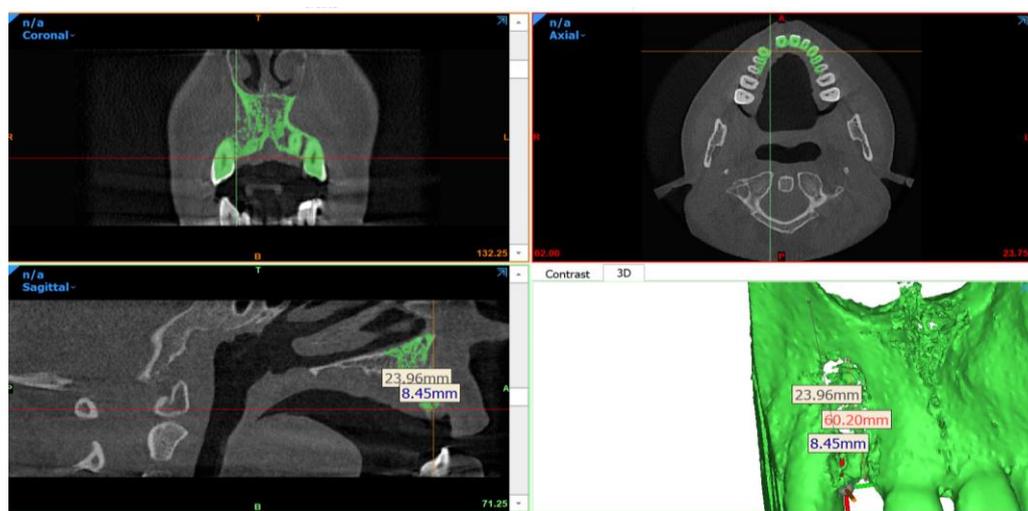


1.2.10. Extraer Dientes de modelo

## RESULTADOS



### 1.2.11. Mediciones



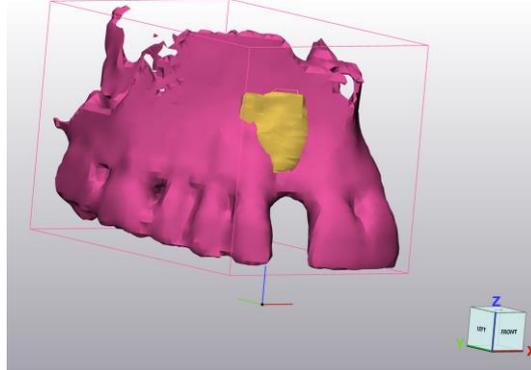
### 1.2.12. Exportar a 3-Matic®



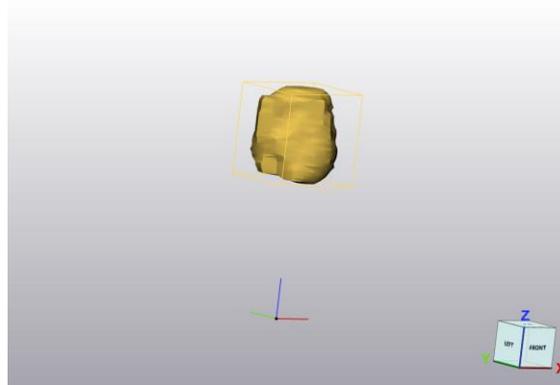
## RESULTADOS

1.2.13. Creación de forma para el injerto

1.2.14 Interpolar



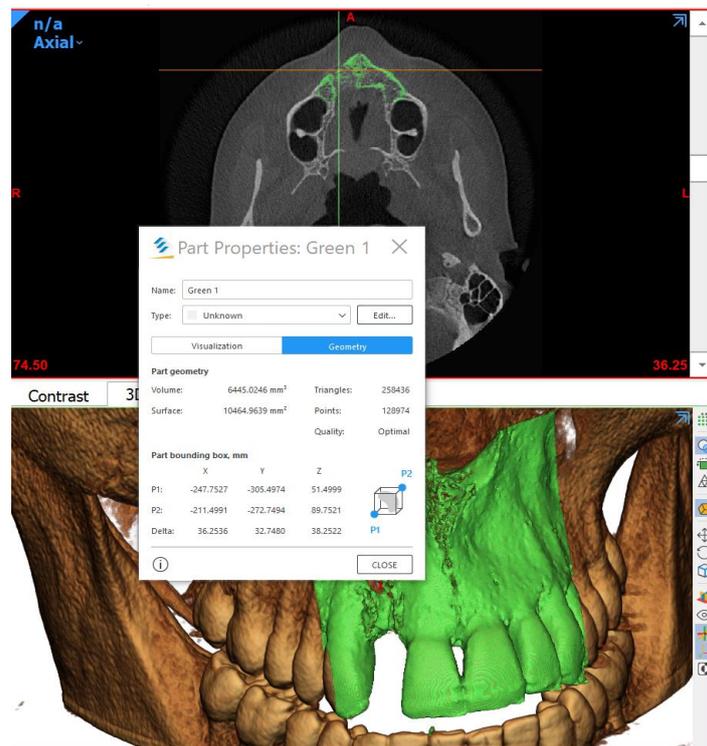
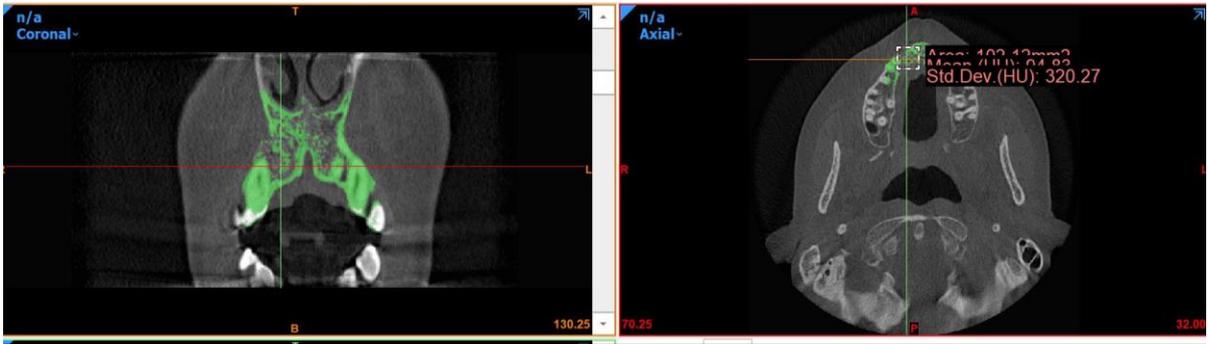
1.2.15. Finalizar injerto y substraer.



1.2.16. Exportar o transferir a Mimic para comprobar ajuste al CBCT.

Durante el proceso se puede medir la densidad ósea, aunque el fabricante dice que no da una densidad exacta y debe ser calculada dependiendo de los valores que se obtenga acorde al tamaño del modelo seleccionado.

## RESULTADOS



También podemos medir los HU en diferentes zonas seleccionadas con el cursor pero solo nos da la superficie.

Existe la opción de FEA para poder crear un objeto bien definido y ser exportado a otro software de creación de modelos.

El fabricante explica que se puede importar librerías de implantes para poder sobreponerlos y planificar su colocación, además de crear

## RESULTADOS

férulas quirúrgicas para cirugía guiada. La creación de férulas no es automática y se crean de la misma forma que los injertos en 3-Matics®.

Mimics® y 3-Matic® también tiene la opción de convertir el modelo 3D en archivo \*.stl. para su exportación a otro sistema CAD para la creación del injerto, tales como *Geomagic Freeform®*, *Meshmixer®*, *iPlan®*... Una vez terminado con el "Thresholding" en Mimics® o una vez abierto el archivo con 3-Matic® se usa la opción "Wrap" en el menú "3D Tools" (Mimics) / "Design" (3-Matic®). Luego pulsando en el diseño se puede extraer el archivo \*.stl. desde el mismo archivo en Mimics® sobre el menú "File", o desde el menú "File" en 3-Matics®. Se puede extraer en otro archivo según el objetivo.

## 2. MESHMIXER®

Los estudios sobre injertos diseñados virtualmente personalizados al defecto óseo para un aumento de hueso con injerto en bloque usan diferentes softwares CAD/CAM, entre ellos los más usados son Meshmixer®, Geomagic Freeform®, Rhinoceros®, CAM software Sum3d Dental®, iPlan 3.0®. La tecnología de estos softwares son las misma a la hora de crear una forma que es adaptable a lo que operador desea fabricar. En este estudio doctoral se ha usado como ejemplo de esta tecnología el programa informático Meshmixer.

Según los fabricantes, estos programas informáticos proporcionan la base para una correcta interpretación de las imágenes 3D como herramienta que puede usar el clínico para la planificación del injerto óseo en bloque.

Se puede crear inmediatamente formas 3D utilizando herramientas de diseño de modelado, procesar el escaneo 3D, CAD interoperabilidad y

## RESULTADOS

fabricación de moldes 3D esculpidos con el software, superficies, modelado de intención de diseño y tecnología táctil. Una vez creada la forma deseada del injerto, el archivo puede ser exportado en diferentes formatos: STL, OBJ, PLY, IGES, STEP además de otros formatos neutrales. Ello es de gran utilidad para su envío y fabricación por medio de técnicas aditivas o sustractivas.

### 2.1.DESCRIPCIÓN Y DIAGNÓSTICO

El programa informático Meshmixer tiene la opción de importar archivos STL. Una vez que el archivo DICOM haya sido segmentado y transformado en STL, con Meshmixer se abre el archivo desde el menu principal con el icono IMPORT.

Una vez en el programa se puede recortar y adaptar las superficies y artefactos del CBCT con las opciones de selección SELECT y eliminar. Además, se puede suavizar las superficies.

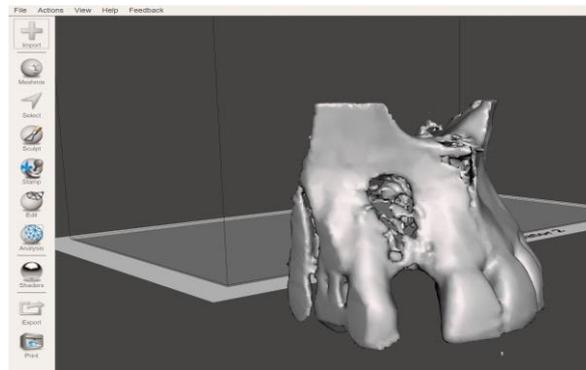
Cuando el modelo este finalizado se añade el objeto de la forma que deseemos eligiendo su forma en "Meshmix". Con los vectores del objeto se pueden mover hasta encajarlos al defecto óseo.

Posteriormente se comienza con el esculpido. La opción "Sculpt" te facilita diferentes modalidades de esculpido hasta que el injerto está adaptado a la superficie.

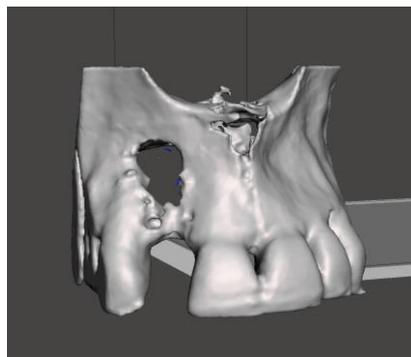
Una vez adaptado, se puede separar con la opción de "Separate Shells" donde puedes elegir que objeto quieres mantener. Una vez elegido el objeto es exportado eligiendo dentro de las diferentes opciones de archivos, incluyendo archivo \*.stl. para su impresión del injerto.

## 2.2.FLUJO DE TRABAJO

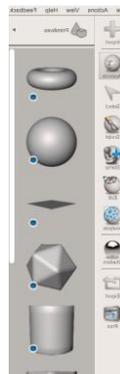
### 1. Importar



### 2. Cortar

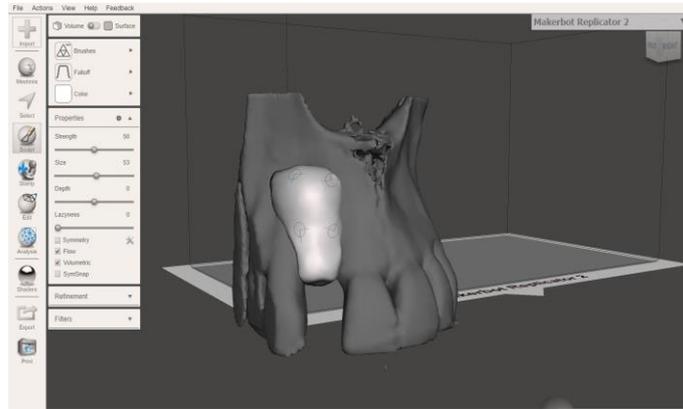


### 3. Selección de formas y adaptar

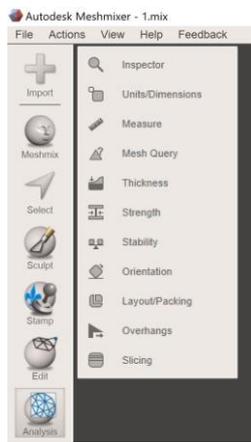


### 4. Esculpir

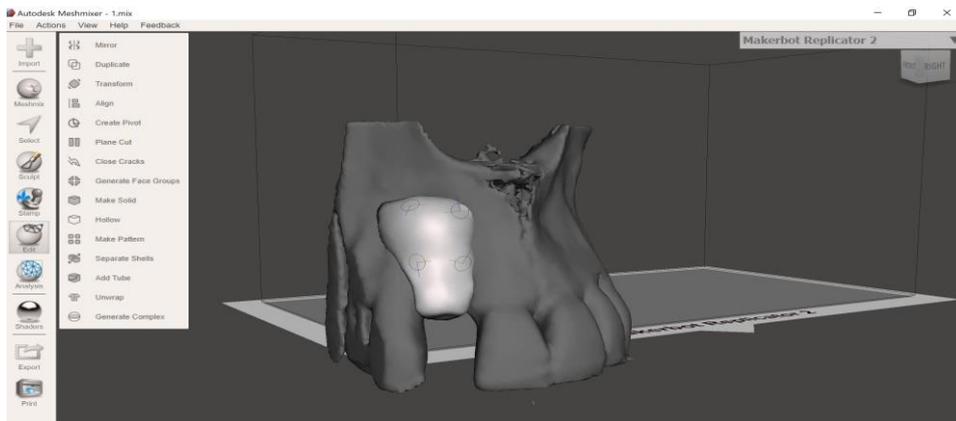
# RESULTADOS



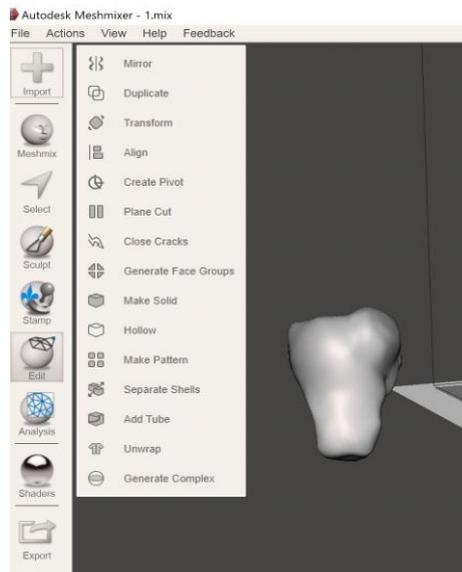
## 5. Análisis



## 6. Editar



### 7. Substraer



## 3.NEMOSCAN®

### 3.1. DESCRIPCION Y DIAGNOSTICO

El programa informático NemoScan® forma parte de un conjunto de softwares de Nemostudio®, que es una plataforma multidisciplinar en odontología, incluyendo el área de la Implantología, Ortodoncia, Cirugía Ortognática y Estética.

El espacio de trabajo presenta los separadores *Preparación*, *Prótesis*, *Implantes*, *Aditamentos* y *Productos*. Después de importar los cortes axiales, la ventana siguiente permite especificar el umbral de densidad (en HU) para la segmentación de los tejidos y en nuestro caso importante de segmentar el hueso. El valor es calculado automáticamente por el programa, pero este puede ser corregido y adaptado según el operador, simultáneamente muestra otra vista de una pre-visualización de la malla correspondiente a ese umbral de densidad. Están disponibles líneas de

## RESULTADOS

referencia de los cortes paraxiales (corte inicial, activo y final). Si fijamos los extremos (círculos) con el ratón podemos variar la anchura de los cortes transversales, siendo esa distancia siempre registrada en la parte superior derecha de la vista de cada corte paraxial. Pulsando con el botón izquierdo del ratón en cualquier punto del corte, los otros cortes visibles en el espacio de trabajo se cambiarán de una forma automática, y se ubicarán en la posición correspondiente al último punto que pulsamos con el ratón.

En la vista 3D, podemos utilizar el modo volumétrico (*"Volume Rendering-VR"*) o el modo de malla o de superficie (*"Mesh Rendering-MR"*). El VR representa cada valor del volumen con un color y un nivel de transparencia correspondiente a la densidad del tejido. Todos los valores del volumen están representados en la vista, y si algunos no se ven, es porque son transparentes (el hecho de que todos los puntos estén marcados gasta más recursos al ordenador). El modo MR hace que sólo se representen los puntos del volumen que tienen una densidad fija o umbral determinado. El resultado final es que las superficies están representadas y los volúmenes no.

En el separador *Preparación* tenemos cinco opciones disponibles:

- (1) la elección del tipo de caso (bimaxilar, maxilar o mandibular);
- (2) el registro de la férula radiológica (se puede cargar o segmentar) y/o el registro del modelo. Los marcadores de la férula se pueden detectar de forma automática. Si no, manualmente tendrán de ser reconocidos un mínimo de 5 marcadores. La importación del modelo de escayola implica la coincidencia de su forma, marcando puntos reconocibles en el modelo y en la imagen radiológica del paciente, a través de las cúspides, por ejemplo. Se marcan un mínimo de 4 puntos, no concentrados en una región pequeña. Existe la opción de hacer un ajuste fotográfico y de generar encía. Con esta opción se hace una asignación de una o más fotos intraorales del paciente

## RESULTADOS

sobre el modelo registrado anteriormente. El marcado de los puntos es igual a la asignación del modelo.

Sólo es necesario una fotografía para hacer una foto 3D. Sin embargo, se puede mapear más de una foto creada en diferentes proyecciones para lograr una mayor fidelidad. La herramienta *Editar Tejido* permite corregir el color y el brillo de la foto insertada.

(3) El paciente no siempre estará correctamente posicionado en el momento de la realización de la tomografía computarizada, en este paso es posible realizar el realineamiento del volumen para el correcto preparo de los cortes. Se pueden cambiar el posicionamiento de los maxilares, de las dimensiones del VOI, y del panel de orientación de las fotos.

(4) se elige la arcada para trazar la curva panorámica.

(5) se puede marcar estructuras anatómicas como los nervios y los senos, de acuerdo con la arcada seleccionada. Se hace la segmentación del seno maxilar con el cálculo del volumen limítrofe, y luego se determina el punto semilla (es un punto interior en el seno maxilar que sirve como semilla para detectar el volumen del seno). El algoritmo de búsqueda comenzará a partir de este punto, midiendo su densidad en unidades Hounsfield y detectando aquellas regiones que tengan una densidad similar a de la atmósfera especificada. Estas regiones se segmentarán como una nueva malla 3D en un volumen correspondiente al seno). Una aplicación práctica es permitir la previsión de la cantidad de biomaterial a usar en una elevación de seno.

El programa informático ofrece la gestión de las propiedades de las estructuras anatómicas, que es el *Panel de Mallas*. Permite editar las características de cada volumen 3D existente, bien como se lo pretendemos visible o no. Podemos acceder a cada estructura anatómica a través del panel, en que cada estructura tiene volumen y tejido, o entonces solamente

## RESULTADOS

tejido, de acuerdo con los datos de cada caso clínico. Los parámetros que pueden ser editados son varios, tanto en las propiedades del tejido, como en su segmentación. La opción *Generando Encía* necesita del valor del ángulo de inserción para construir la encía, y se lo damos correctamente, la malla correspondiente es generada de forma automática.

La edición de las mallas en 3D dependen de su composición, que son una serie de triángulos, que en su totalidad componen la malla. Así, cuanto mayor la cantidad de triángulos, mejor será la resolución y su resultado, y mejor la calidad de la imagen para la evaluación clínica. Está disponible una pantalla con opción de edición de la malla, que permite de una manera sencilla la extracción de piezas dentarias y obtener la malla resultante, usando el botón *Create New Mesh Using Selected Cell*, seleccionando para eso previamente una porción de la malla 3D correspondiente a la pieza que pretendemos extraer. Seleccionando de igual modo la casilla de verificación *Defectos de la Malla*, el programa detecta y resalta a rojo las regiones que pueden incluir posibles defectos en la malla 3D, como agujeros, plegamientos e intersecciones, que en seguida se pueden reparar.

La malla puede ser alienada, por la importación inicial de un modelo de escayola (por vía de un archivo STL o DICOM). Se alinea la malla del modelo importado con la imagen de la malla creada. Están disponibles tres formas de alineamiento: por puntos, por superficie o manual. Se usan puntos de alineamiento para hacer coincidir las dos imágenes. El botón *Preliminary Matching* verifica si el alineamiento es correcto, a través del valor de "Error" (RMS), teniendo en cuenta que el valor aceptado de error límite es de cerca de 0,5 de la marca. De cualquier manera, este error tiene de ser verificado con las vistas radiológicas.

La opción de *Photo Mapping* sobre el modelo permite visualizar la encía del paciente de una manera realista, uniendo la asignación de una o

## RESULTADOS

más fotos al modelo, mediante los mismos conceptos de alineamiento anteriores.

La creación de máscaras es una herramienta muy útil para hacer la segmentación de una porción de una malla, obtener así una o varias mallas resultantes de esa segmentación, y construyendo una máscara. Se define una caja delimitadora (*Bounding Box*) y después se edita la máscara, antes de generar la estructura anatómica. Se da un nombre y una etiqueta, y se graba la segmentación creando dos tipos de tejido posibles: *Tejido Limite* o *Tejido de Contorno*. El primero crea un tejido usando una densidad del umbral especificado por el clínico. El segundo crea el tejido que contorna el área segmentada, pudiendo definir los mismos parámetros utilizados en el tejido limite, sin modificar la densidad del umbral.

La herramienta *Extraer dientes* está disponible como una opción específica, a pesar de la posibilidad de hacerlo con la opción de *Crear Máscara*. Es necesario, en primero lugar, segmentar el diente que pretendemos extraer. Seleccionamos la malla donde se va a hacer la segmentación, posicionamos y alineamos la malla en la vista 3D y en el odontograma marcamos el diente a segmentar. A continuación, editamos la corona del diente, con el contorno de la corona echo con la marcación de una serie de puntos, delineando su margen gingival.

Después de finalizada su segmentación, hay que segmentar la raíz del diente, presionando en el botón *Segment Teeth in CT*, haciendo la identificación del diente segmentado y buscándolo en el corte axial correspondiente (donde el contorno de la corona segmentada se muestra en su forma completa) y encontrar la raíz de esa corona. Si el diente es multiradicular, se debe trazar el perfil de la raíz en los cortes en que las diferentes raíces están visibles. Por fin, en la opción *Reconstruction* se crea una nueva malla para la raíz y se combina la malla de la corona

## RESULTADOS

previamente creada con la malla de la raíz. Ahora es posible hacer una simulación de una extracción de lo diente segmentado. Se hace clic en *Teeth to Extract* en la sección *Define Teeth* y de seguida en *Calculate Structure*. Se construye una malla (color verde) correspondiente a la pieza de la imagen radiográfica.

Para poder eliminar los artefactos de un volumen, el programa informático dispone de una herramienta más precisa para eso, que es la “*Fusión Modelo- TAC*”. Ocurre una fusión de los dos volúmenes (la vista 3D del DICOM y el modelo de escayola) resultando en una nueva malla sin artefactos, integrando el área limpia del modelo en el volumen 3D correspondiente al hueso del paciente.

Una vez creada la malla se procede con la duplicación de la malla para después seguir con la opción esculpir (*create sculp*), y continuar con la operación Boolean para recrear el modelo sin artefactos y luego abstraer.

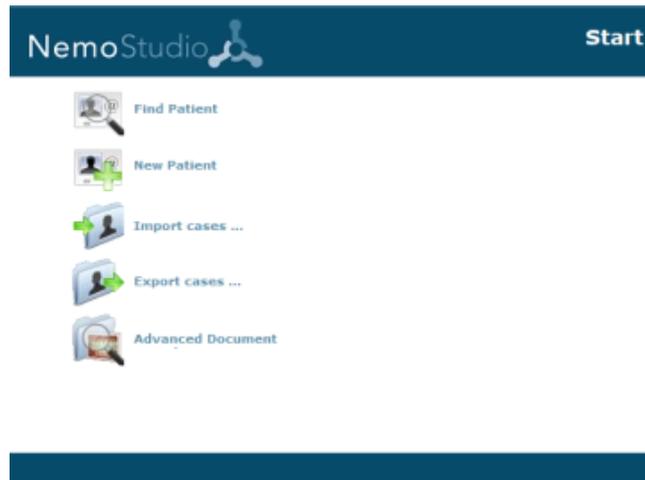
Una segunda opción sería con la opción de extrusión donde se puede elegir altura, grosos y compensar. Con esta herramienta se pueden crear también perforaciones en el injerto. Una vez estas satisfecho con la forma del objeto se procede con la construcción primitiva del injerto la cual es editable con la herramienta de esculpir. Para finalizar se procede con la operación Boolean para separar los objetos y poder exportarlo.

La tercera opción para crear el injerto es añadiendo una estructura preformada disponible en el sistema y luego esculpirla de la forma en la que quieras fabricar el injerto.

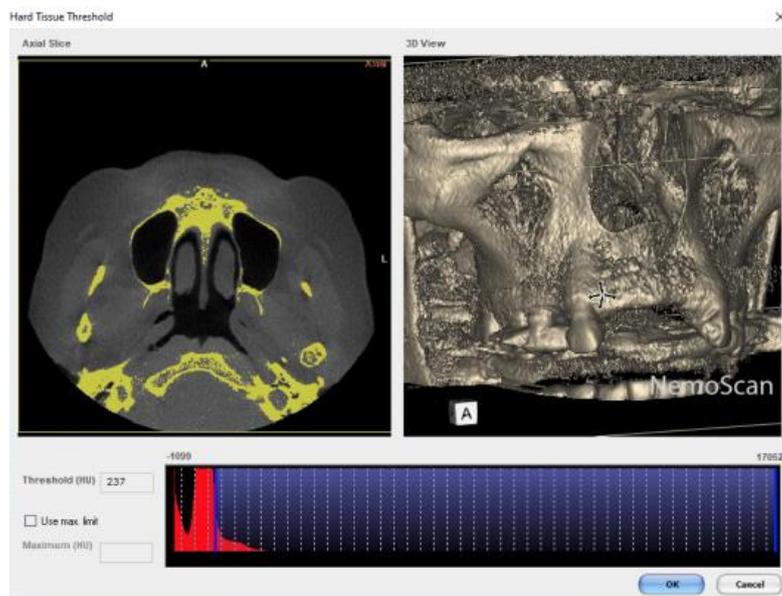
### 3.2.FLUJO DE TRABAJO

#### 1. Importar el archivo DICOM

## RESULTADOS



2. Especificar el valor HU y segmentar.



3. Seleccionar el tipo de caso.

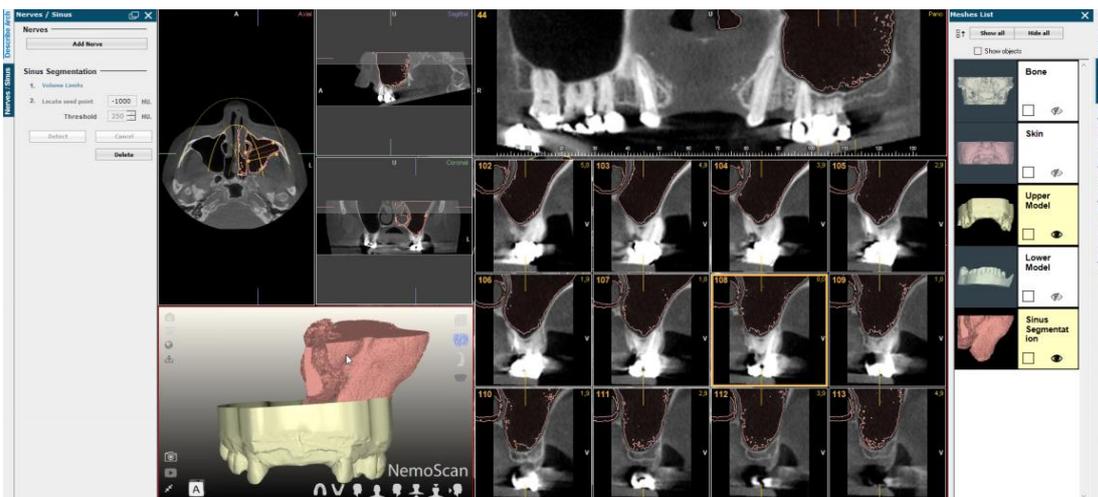
## RESULTADOS



4. Añadir registros y alinear: férula radiográfica, segmentación de la férula, añadir modelos de escaneo óptico, generar encías, y añadir fotos.

5. Comprobar la integridad de las mallas.

6. Orientar el volumen

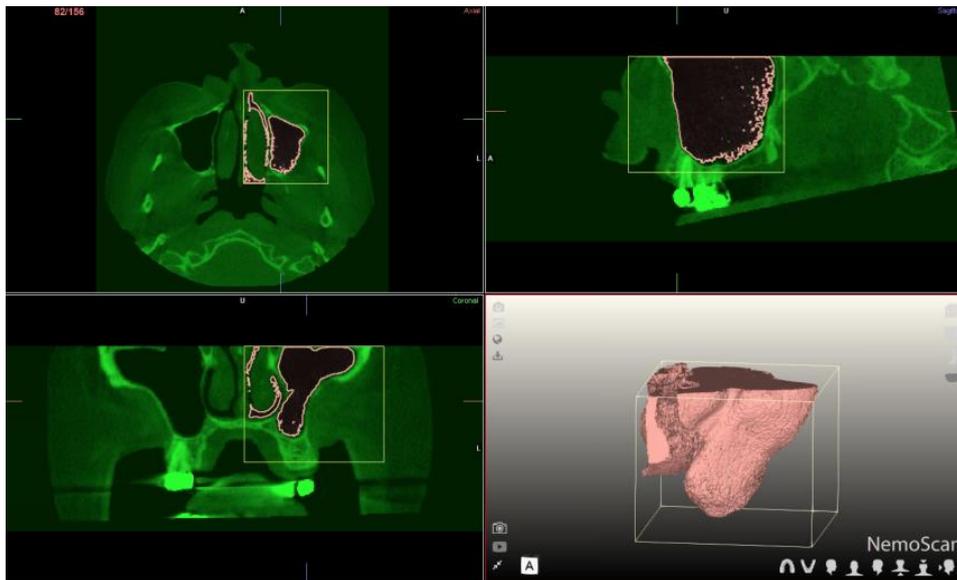


## RESULTADOS

7. Ajustar las dimensiones del VOI

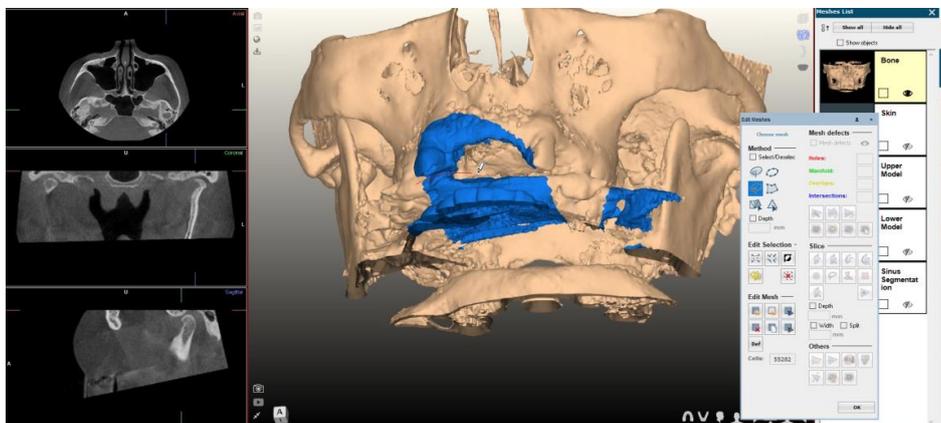
8. Trazar la curva panorámica

9. Añadir nervios y senos. Se puede continuar con la segmentación.



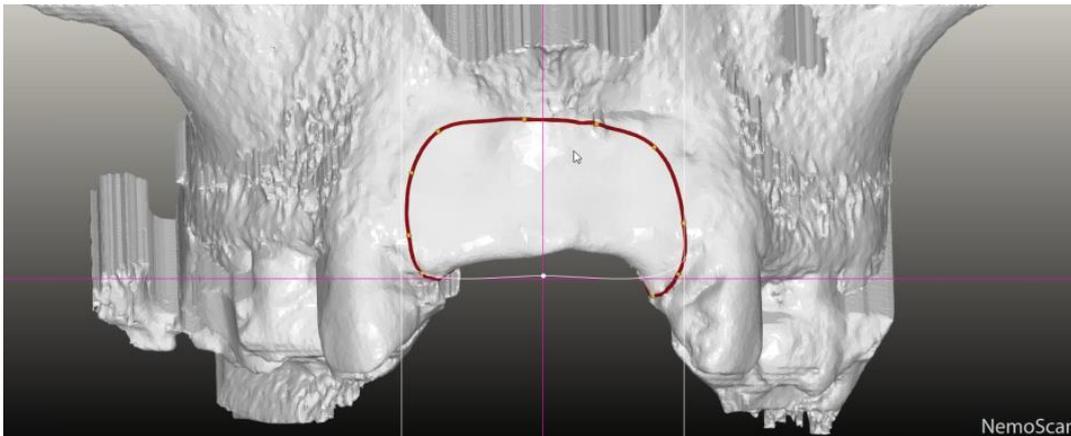
10. Crear máscara

11. Editar malla

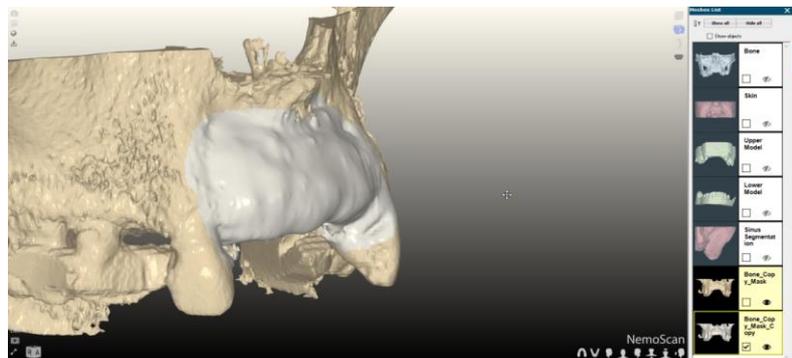


## RESULTADOS

12. Segmentación de los dientes en TC.
13. Segmentación de dientes.
14. Crear puentes a partir de mallas.
15. Fusionar volúmenes.
16. Crear volumen y seleccionar el área para injerto



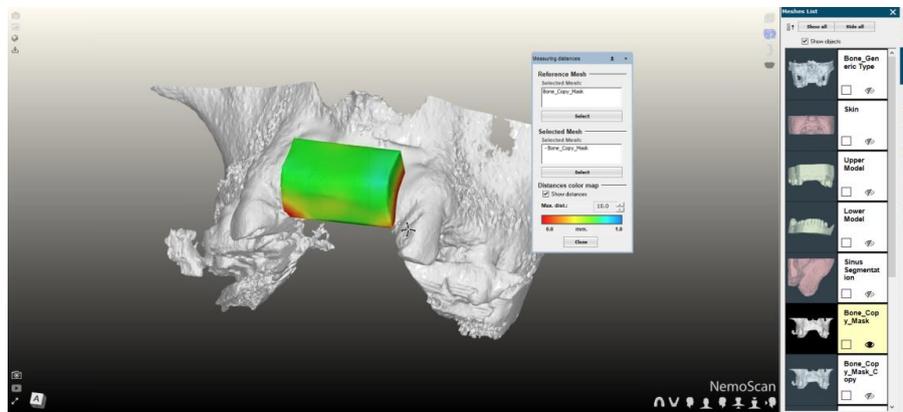
17. Remover scatter



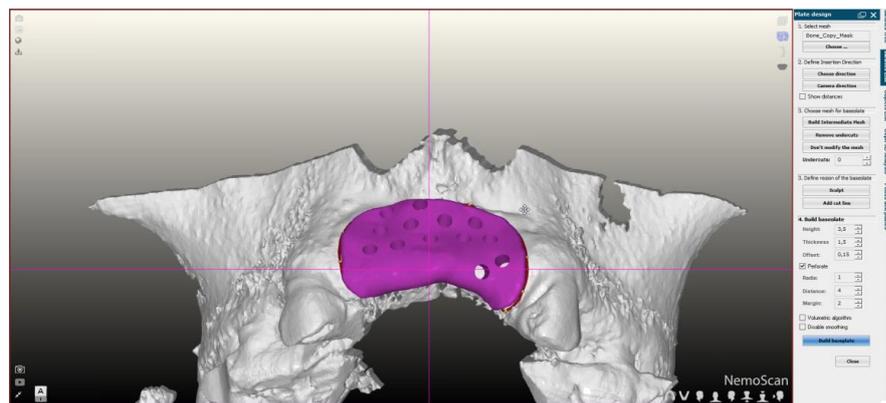
18. Redefinir la mascara y rellenar espacios por segmentación.
19. Duplicar malla
20. Crear injerto por medio de una de las siguientes opciones:

# RESULTADOS

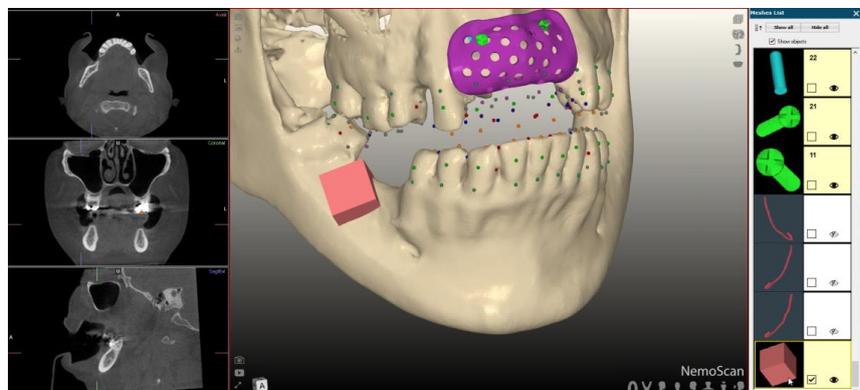
## a. Esculpir



## b. Extruir (opción más fácil)

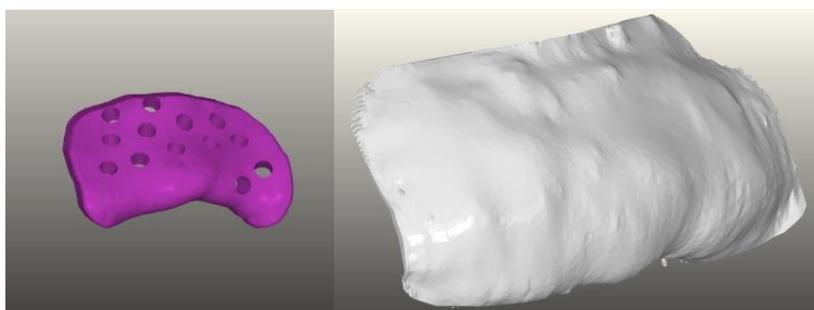


## c. Añadir preformas



## RESULTADOS

21. Adaptar al defecto y seleccionar medidas
22. Boolean operación.
23. Substraer



24. Exportar y producción.

### 4. EVALUACIÓN DE LA DENSIDAD ÓSEA

La evaluación de la densidad ósea es posible en Mimics Innovation Suite® y NemoScan®. La literatura publicada y usada en este estudio de tesis no describe la importancia de la densidad ósea para el aumento óseo con injertos en bloque. La Tabla 15 muestra las mediciones de la densidad ósea de 3 puntos (A, B y C) en un corte transversal de cada uno de los 2 sistemas de cirugía guiada valorados en el presente trabajo doctoral.

Sistema	Puntos		
	A	B	C
<i>Mimics</i>	350	943	156
<i>Nemoscan</i>	295	1140	2171

Tabla 15. Cálculo de densidades en diferentes puntos.

## RESULTADOS

En Mimics® la densidad ósea puede medirse por medio del curso seleccionando diferentes áreas de la imagen lo cual aparecerá en el modelo y también en la parte de “Project management” en la derecha del software (Figura 6).

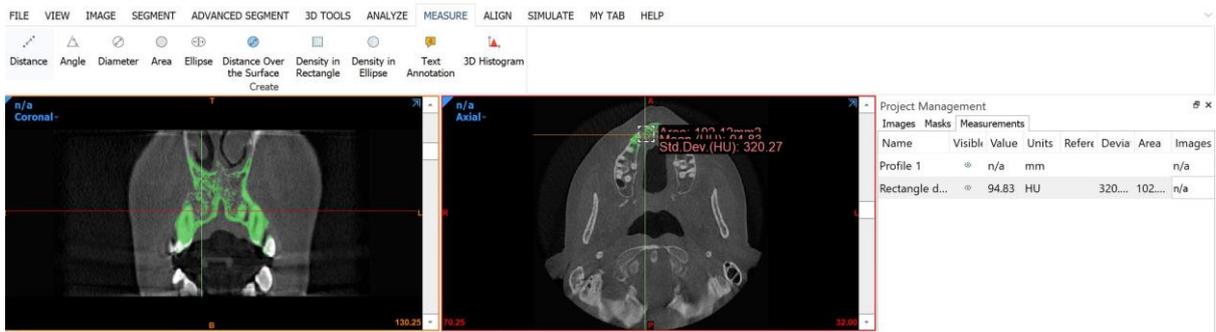


Figura 6. Calculo de densidades en puntos en Mimics®

Mimics® también presenta otra opción es por medio de calculación de cada pixel en zonas elegidas por el operador. Este último método es más complicado, pero al poder calcular los píxeles se puede realizar una lectura más exacta (Figura 7).

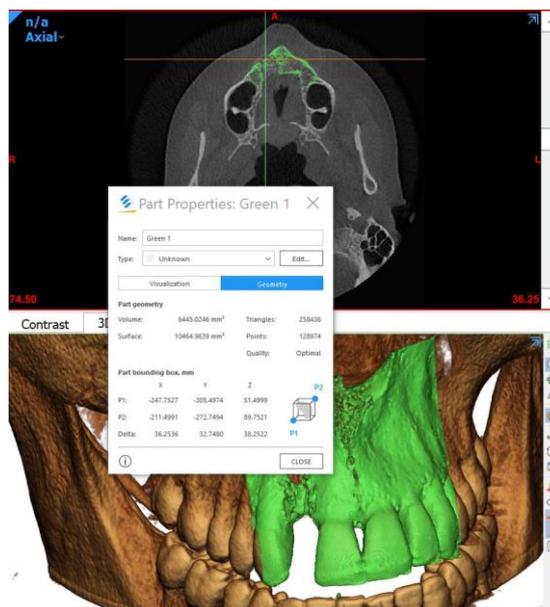


Figura 7. Cálculo de densidades por píxeles en Mimics®

## RESULTADOS

En Nemoscan® la opción *Densidad Ósea* puede medirse por la selección del cursor en diferentes zonas de la imagen. También consta de gráficos de gran uso con implantes. La opción de gráficos consiste en tres diferentes que muestran un histograma en lo cual se determina la densidad media (medición en unidades Hounsfield), desde la superficie oclusal hasta la apical, y en el interior y exterior del implante (Figura 6). La barra vertical del gráfico determina la medición del implante en milímetros, y la barra horizontal inferior determina el valor de las unidades H. La barra horizontal superior determina el rango de la densidad de lo menos al más denso según la clasificación de Misch. El programa también muestra los valores de la densidad media con respecto a la superficie del implante, y la desviación correspondiente a esa media. En un implante dentro del cual hay más variaciones de densidad a lo largo de la superficie, se reflejará una mayor desviación del promedio, de que un implante en el cual la densidad ósea es más constante.

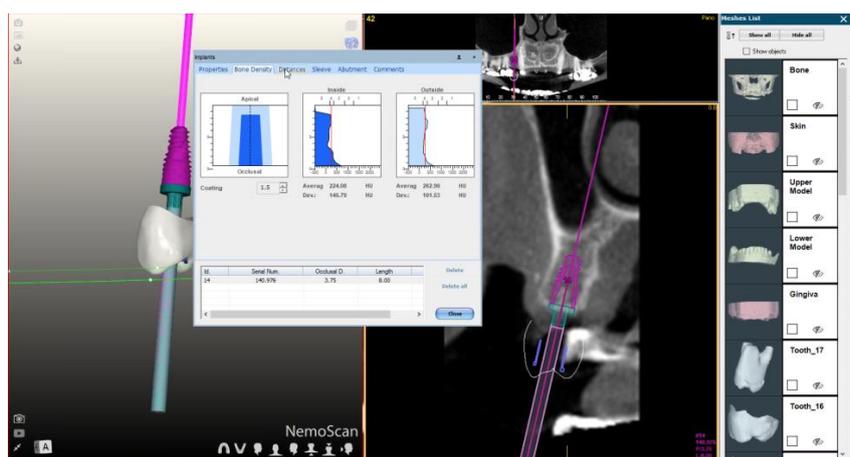
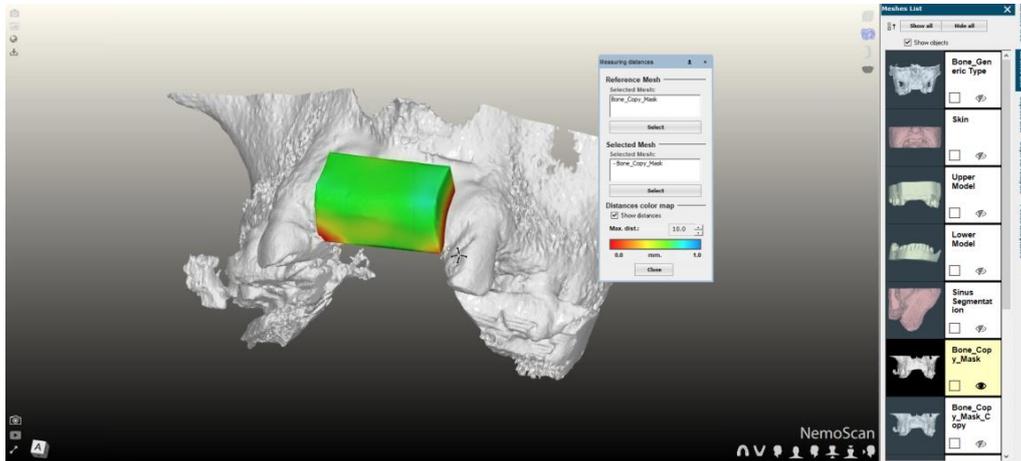


Figura 7. Cálculo de la densidad ósea en NemoScan®

## RESULTADOS

NemoScan® también tiene la opción de estudiar la proximidad del injerto óseo creado al hueso receptor para así mirar el ajuste marginal e interno (Figura 7).



# DISCUSIÓN

## DISCUSIÓN

La rehabilitación de la dentición perdida con implantes dentales representa en la actualidad una opción terapéutica muy exitosa en la práctica clínica odontológica. Se encuentran disponibles una variedad de diseños de prótesis dentales implanto soportadas, lo que comúnmente da como resultado una mejor capacidad de masticación y una alta satisfacción del paciente, también a largo plazo. Tras la evaluación sistémica y oral del paciente, la determinación del plan de tratamiento y un correcto protocolo quirúrgico y prostodóncico, constituye una visión multidisciplinaria del tratamiento implantológico, agregando cada vez más soluciones y herramientas que ayudan al clínico a tomar mejores decisiones, y a conseguir las rehabilitaciones orales más predecibles, seguras y consistentes <sup>33,102</sup>

La rehabilitación de pacientes desdentados parcial y total con restauraciones implanto soportadas se ha convertido en una opción de tratamiento común en las últimas décadas, mostrando resultados confiables a largo plazo. Se ha demostrado que las prótesis implantosoportadas pueden tener un impacto significativo en la satisfacción del paciente y el rendimiento masticatorio.

Uno de los aspectos cruciales en el tratamiento con implantes es la disponibilidad de volumen óseo para la colocación de implantes y la estabilidad a largo plazo de la funcionalidad de las restauraciones sobre implantes. Sin embargo, la alteración de las dimensiones del hueso alveolar tras la pérdida dentaria es inevitable. Los diferentes tamaños de los defectos óseos alveolares pueden ocurrir como resultado de periodontitis avanzada, quistes óseos, extracciones dentales, traumatismos dentales o

## DISCUSIÓN

procesos oncológicos. En situaciones de grandes cambios óseos en el plano vertical y horizontal, la colocación de implantes dentales sin un procedimiento de aumento óseo puede ser muy complicada o incluso imposible.<sup>85,103,104</sup>

Actualmente, la regeneración ósea guiada es ampliamente utilizada en el aumento óseo del alveolo atrófico. La opción quirúrgica más predecible para el aumento de defectos óseos severos es la utilización de hueso autólogo en bloque, pero esta técnica consume mucho tiempo y está directamente relacionada con la experiencia del cirujano dentista, además de que presenta una alta morbilidad para el paciente. Su adaptación al defecto suele ser manual y es difícil de conseguir.<sup>85,89,105</sup>

El biomaterial ideal para la reconstrucción del defecto óseo debe de ser fácil de adaptar y ajustar íntimamente al hueso receptor, además de permitir una propia fijación. Si conseguimos un buen ajuste facilita: procedimientos quirúrgicos más rápidos, mejor cicatrización del sitio injertado, menor riesgo de complicaciones peri y posoperatorias, mayores tasas de éxito del procedimiento de aumento óseo y mayor satisfacción del paciente<sup>85</sup>

Varios estudios han investigado una variedad de procedimientos quirúrgicos para injertos óseos y sustitutos ideales de injertos óseos. El sustituto de injerto óseo óptimo requiere las siguientes propiedades: (1) bioabsorbible; (2) biocompatible; (3) aumento de la proliferación de células formadoras de hueso; (4) propiedades osteoconductoras y osteoinductivas; (5) física y químicamente como el hueso; (6) proporcionar calcio y fosfato; (7) microporoso; (8) fácil de utilizar; y (9) capacidad de mantenimiento del

## DISCUSIÓN

espacio y estabilidad biomecánica durante el período de curación temprano<sup>79</sup>.

En el campo de la ingeniería de tejidos óseos, un andamio polimérico impreso en 3D ha atraído la atención de multitud de estudios debido a sus propiedades biomecánicas en la reparación de grandes defectos óseos que de otro modo serían difíciles de restaurar con el procedimiento convencional. Un andamio de reparación ósea mejora las propiedades osteoconductoras de las células y los factores de crecimiento<sup>66,79,106</sup>.

Por otro lado, la mala angiogénesis puede causar necrosis localizada y falla del implante. La reconstrucción de varios defectos óseos, el control del tamaño de los poros, la porosidad y la geometría del andamio, y la eliminación de solventes tóxicos son consideraciones importantes cuando se produce un andamio 3D. El sistema de deposición de cabezales múltiples (MHDS) es un tipo de tecnología de fabricación de forma libre sólida (SFF) para producir un andamio 3D de manera efectiva, utilizando policaprolactona (PCL) y fosfato tricálcico  $\beta$  (TCP- $\beta$ ), para varios defectos óseos. Además, se han estudiado específicos andamios de diana con células o factores de crecimiento<sup>66,79,106</sup>.

La proteína morfogenética ósea humana recombinante-2 (rhBMP-2) es un factor de crecimiento con grandes propiedades osteoinductoras en la formación y reparación ósea. Aunque la rhBMP-2 se considera el factor de crecimiento más prometedor, su aplicación aún está limitada por varias razones: efectos tóxicos, velocidad de liberación, encapsulación de la célula y citocompatibilidad como material de impresión<sup>66,79,106</sup>.

## DISCUSIÓN

Con los avances en la tecnología la implantología oral asistida por ordenador ha ayudado a desarrollar mecanismos de seguridad y precisión para la planificación, colocación y restauración de implantes dentales. Recientemente, las tecnologías CAD/CAM han abierto nuevas fronteras en las aplicaciones biomédicas. Ahora es posible analizar los defectos óseos en 3D y personalizar los injertos que se ajustan perfectamente al sitio receptor. Concretamente, los recientes avances en las tecnologías guiadas por ordenador han permitido a los odontólogos y cirujanos evaluar las dimensiones de los defectos óseos en 3D antes de la cirugía utilizando la tomografía computarizada de haz cónico (CBCT).<sup>85,107,108</sup>

Los archivos CBCT se pueden transferir a un software médico de reconstrucción, donde se puede obtener un modelo 3D de los maxilares. Finalmente, se puede diseñar un injerto personalizado directamente en este modelo 3D, usando software CAD. El injerto diseñado se puede enviar para su fabricación a una fresadora o una impresora 3D. Los injertos contruidos a medida se adaptan fácilmente al sitio quirúrgico y presentan alta precisión. De esta manera se puede reducir el tiempo de operación y, por lo tanto, la incomodidad del paciente. Por estas razones, se espera que la futuras mejoras de la tecnología de impresión 3D biomédica siga revolucionando el campo del aumento óseo.<sup>58,107,109</sup>

Los tomógrafos de haz cónico comercialmente disponibles utilizan diferentes configuraciones para hacer un escaneado de los maxilares y así permite la evaluación de los defectos óseos y estructuras anatómicas. Además, existen numerosas opciones de software con diferentes capacidades y características para fabricar guías quirúrgicas, pero existe

una limitada opción de softwares biomédicos para la creación de injertos en bloques.

Con el objetivo de facilitar la comunicación entre profesionales y estandarizar el flujo de trabajo con imágenes médicas, se estableció el formato estándar para imágenes digitales en radiología: DICOM (Digital Imaging and Communications in Medicine- proyección de imagen digital y comunicaciones en medicina). La precisión, reproductibilidad y exactitud de las medidas de la cresta ósea por CBCT han sido demostradas en la literatura <sup>27</sup>. Se han establecido normas de ingeniería y modelado para permitir el intercambio de los datos del escaneado y exportación de archivos de estereolitografía (STL) del modelo del injerto creado para su impresión o tallado <sup>27,33,77</sup>.

El flujo de trabajo para la planificación y fabricación de los injertos óseos personalizados en bloques queda reflejado en la producción del bloque, su precisión, supervivencia y reabsorción ósea final después de su oseointegración. Existe varios biomateriales usados en injertos en bloque personalizados.

### **1. TRATAMIENTO DE DATOS EN LA PLANIFICACIÓN DIGITAL Y FABRICACIÓN DEL INJERTO ÓSEO PERSONALIZADO**

Las técnicas de planificación digital de los injertos óseos asistida por ordenador han hecho posible la rehabilitación de pacientes edéntulos totales y parciales con defectos óseos severos de una forma predecible y reduciendo la morbilidad de los injertos autólogos. La bioingeniería y el uso de biomateriales sintéticos, alogénicos y Xenoinjertos ha permitido aumentar la exactitud y precisión de los injertos en bloque. La

## DISCUSIÓN

transformación de los datos obtenidos por CBCT, su reconstrucción 3D y segmentación de los archivos, para el posterior diseño e impresión o tallado del injerto en bloque ha aumentado la tasa de éxitos en la cirugía de aumento óseo.<sup>83,92,110,111</sup>

Los resultados del presente estudio doctoral indican que los sistemas informáticos usados para la reconstrucción ósea del defecto alveolar son limitados para su uso médico. Su planificación es llevada a cabo con programas informáticos CAD/CAM una vez procesados y segmentados los datos obtenidos por imágenes CBCT. El sistema *Mimics innovations suite*® y *3-Matic*® de Materialise además de *Nemoscan*® de Nemostudio permite el procesamiento de las imágenes, reconstrucción 3D y creación del injerto en bloque adaptado a un defecto óseo en particular para la después fabricación del injerto en bloque por medio de técnicas de impresión o tallado, y elección de biomaterial.

La evidencia científica reflejada en la interroducción de esta tesis doctoral, constata que la planificación de acuerdo a las características del biomaterial usado para la posterior cirugía de aumento óseo permite la elección de diferentes características morfológicas y topográficas del injerto óseo, además de la planificación de su colocación. La bioingeniería permite también la elección del tamaño de poros en el uso de injertos aloplásticos dependiendo del material (PCL, PGLA) para la estimulación y facilitación de la proliferación de la vascularización del injerto óseo en bloque<sup>66,81,112-115</sup>.

Las tomografías computarizadas de los pacientes son obligatorias para realizar una reconstrucción 3D, y la precisión de los resultados

## DISCUSIÓN

depende principalmente de cómo se realiza la tomografía computarizada ya que los artefactos pueden comprometer la calidad de la reconstrucción 3D. Es recomendable comprobar que todos los cortes de TC estén ordenados y secuenciales, y que muestren una orientación correcta (derecha-anterior-posterior) para que la imagen 3D pueda diseñarse correctamente con respecto al sistema de referencia. El software Mimics convierte las imágenes clínicas con instrucciones específicas con respecto a la orientación de los cortes individuales y muestra las imágenes desde diferentes niveles <sup>86</sup>.

Para obtener un modelo 3D que pueda ser usado para la creación del injerto en bloque es necesario segmentar las imágenes. Se aplican filtros digitales para mejorar la calidad de las imágenes mediante la realización de una reducción de ruido de alto grado, con el objetivo final de hacer que el modelo sea lo más idéntico posible a la anatomía de los pacientes <sup>86</sup>.

Los filtros de desenfoque binomial se solían utilizar tradicionalmente para eliminar el ruido de las imágenes, atenuando las altas frecuencias espaciales. Un filtro de flujo de curvatura realiza un suavizado que preserva los bordes de las imágenes. El filtro gaussiano calcula la consolidación de la imagen con un núcleo gaussiano. Todo ello se utiliza para suavizar y reducir los detalles de la imagen, preservando los bordes. La magnitud del gradiente se usa principalmente para ayudar en la determinación de contornos de objetos y la separación de regiones homogéneas. El filtro mena se usa comúnmente para la reducción de ruido de imagen simple. El filtro mediano es útil para reducir el ruido moteado y el ruido de sal y pimienta <sup>86</sup>.

## DISCUSIÓN

Es necesario definir una máscara, la cual es creada por un proceso de digitalización que permite convertir las señales analógicas de los tejidos para que puedan ser procesadas con dispositivos de cálculo numérico, considerando la variación de la escala de grises. Se define un rango de valores para representar un tejido en particular: En nuestro caso, el rango de hueso compacto adulto es de alrededor de 500 a 2000 unidades Hounsfield (HU). El valor de gris, definido en HU, define con precisión el está en el rango de 100 a 400 HU. El valor de gris, definido en HU, define con precisión cada tejido en cada punto. La HU es un valor atribuido a un vóxel, que coincide con la atenuación del volumen de tejido correspondiente. La elección de este rango permite una discriminación tisular óptima dentro de la imagen TC o CBCT. Además, se pueden hacer mediciones de las densidades óseas en diferentes puntos <sup>86</sup>.

Una vez creada la máscara, es posible convertirla en un objeto 3D. A continuación, el software mejora digitalmente la calidad de la malla del modelo 3D. Si el modelo es muy consistente con la anatomía del paciente, no se requieren pasos adicionales; de lo contrario, el operador puede editar manualmente los posibles defectos en el modelo final utilizando 3-Matic, el software CAD de Mimics Innovation Suite. Puede ser necesario eliminar algunos artefactos que pueden ser causados por una mala calidad de la imagen o por la presencia de implantes o componentes metálicos que producen dispersión. En esos casos, se necesita una nueva definición del contorno del corte en los cortes de la tomografía computarizada lo cual el software Mimics tiene muchas herramientas para corregir esos artefactos y obtener un modelo consistente <sup>86,116</sup>.

## DISCUSIÓN

El Sistema Nemoscan® ofrece planificaciones de implantes, férulas quirúrgicas además de la construcción de injertos óseos con el sistema CAD integrado. Presenta la opción de diferentes librerías de implantes y sus especificaciones para la creación de férulas quirúrgicas. Este sistema está más adaptado a la implantología dentaria. El flujo de trabajo es parecido al de Mimics y sigue una secuencia de pasos para completar la creación del injerto óseo en bloque personalizado. También permite la importación de escáneres 3D y fotos de los pacientes. Con el sistema Nemoscan® también se puede medir las densidades óseas en diferentes puntos óseos.

Una vez importado los archivos DICOM del CBCT se procede con la segmentación y eliminación de artefactos. La planificación de los injertos permite sobreponer los modelos 3D visuales para la mejor fabricación de los injertos en bloque.

El programa Meshmixer® solo permite la creación del injerto óseo por formas geométricas ya que es un sistema operativo CAD. Necesita que los datos DICOM sean procesados, segmentados y convertidos en archivos .STL antes de la importación en el programa para su manipulación y creación de la morfología del injerto óseo en bloque a crear. Meshmixer ha sido usado como ejemplo de sistemas CAD para la creación de injertos óseos en bloque adaptados al defecto alveolar, pero la literatura también describe otros sistemas tales como Geometric Freeform® y Rhinoceros 3D®. Estos programas no son específicos de uso médico. Casa comerciales tales como Botis® usa programas CAD para la fabricación de Maxgraft Bonebuilder®.<sup>90</sup> Con estos sistemas no se puede medir las densidades

óseas ni puede ser utilizado la herramienta de sobre posicionamiento de la morfología del injerto creado con la imagen obtenida por CBCT.

### **2. PRECISIÓN DE LA CBCT Y DE LOS INJERTOS EN BLOQUE PERSONALIZADOS**

La introducción de la tomografía computarizada (TC) 3D en la terapia de implantes permitió una mejor visualización preoperatoria del sitio quirúrgico, lo que a su vez permitió una mejor y más precisa planificación. Además, la TC permitió la evaluación de la densidad ósea a través de la medición de las Unidades Hounsfield (HU), que llevan el nombre del fundador de la tecnología de TC. La tomografía computarizada de haz cónico (CBCT) es una tecnología derivada de la tomografía computarizada multicorte (MSCT) original y tiene las ventajas de permitir una adquisición más rápida, una menor irradiación del sujeto y una reducción de los costos del equipo. A pesar de las limitaciones técnicas inherentes a la tecnología CBCT, se están introduciendo varios protocolos para permitir la medición fiable de los valores de densidad <sup>118</sup>.

Varios estudios han demostrado la precisión de las mediciones lineales realizadas en imágenes CBCT. La precisión de la medición está relacionada con la resolución de la imagen. La resolución espacial de CBCT depende de la dimensión del vóxel, la cual es la unidad de imagen más baja. Una dimensión de vóxel más pequeña conduce a una mayor resolución de la imagen, pero también a una mayor dosis de radiación. Estudios recientes han demostrado una mayor exactitud y precisión para CBCT con tamaños de vóxel más pequeños y también se ha evaluado la

## DISCUSIÓN

influencia de la dimensión del vóxel en la exactitud de la medición y la precisión de los cortes CBCT a nivel de la cresta ósea natural. La calidad de la imagen puede verse influida por varios factores, como la profundidad de bits, el tipo de detector, el tiempo de exposición, y el tono gris del vóxel.

Teniendo en cuenta que la CBCT permite una apreciación más precisa del hueso alveolar, una diferencia estadística igual o superior a 0,5 mm tendría significación clínica para las mediciones del nivel del hueso alveolar. En esta perspectiva, solo el error en la cara lingual de los molares con un tamaño de vóxel de 0,3 mm se consideró clínicamente significativo por Menezes y cols <sup>27</sup>.

Dada a la creciente aplicabilidad de CBCT en implantología, es importante determinar qué protocolo de adquisición de imágenes es capaz de proporcionar una imagen tridimensional con la resolución y nitidez apropiadas para medir estructuras pequeñas como placas óseas bucales y linguales. Una menor dimensión de vóxel ofrece una mayor resolución espacial, pero ello implica una mayor dosis de radiación. Por lo tanto, la dimensión de vóxel está directamente relacionada con la dosis de radiación y, es por ello que es necesario establecer la relación costo-beneficio en función del principio ALARA (as low as reasonably achievable) antes de seleccionar el protocolo de adquisición de imágenes. En resumen, el protocolo debe elegirse en función de la dosis de radiación más baja posible y que ofrezca suficiente nitidez para la identificación de las estructuras a evaluar. Los resultados del estudio de Menezes y cols <sup>27</sup> demostraron una buena precisión, reproducibilidad y exactitud para medir el nivel de la cresta ósea de los dientes posteriores mandibulares en imágenes tomográficas y dientes anteriores mandibulares para tamaños de

## DISCUSIÓN

vóxel de 0,2 y 0,3. Por otro lado, para una identificación segura del nivel de la cresta ósea, los dientes anteriores mandibulares cubiertos por una placa ósea delgada necesitarían una mejor resolución de imagen con un tamaño de vóxel inferior a 0,4 mm <sup>27</sup>.

Las medidas volumétricas de defectos óseos congénitos con imágenes CBCT y con modelos 3D impresos muestran los mismos resultados en deformaciones congénitas como es el paladar hendido. Sin embargo, existe el error humano cuando se eligen los valores HU en la segmentación de las estructuras óseas pero ello no da como resultado diferencias volumétricas <sup>73,109,117,119</sup>.

Con los injertos alogénicos y xenoinjertos se utiliza la técnica subtractiva para el tallado del bloque óseo adaptado previamente a la morfología tridimensional del defecto alveolar y convertido en un archivo STL para su exportación y tallado. El bloque tallado (*milled*) muestra en la literatura publicada que se ajusta a la deformidad ósea sin falta de cambios y reduciendo el tiempo de la cirugía <sup>9,68,83,99</sup>.

En la actualidad, la combinación de las técnicas digitales y la reconstrucción de modelos por imágenes médicas a través de tecnología CAD/CAM permite la planificación más exacta de las reconstrucciones óseas. Además de que junto a los avances en las unidades de impresión numéricamente controladas por ordenador (*computer numerically controlled (CNC)*) es posible la fabricación de estructuras tridimensionales con materiales biocompatibles <sup>77</sup>. Con ello es posible la creación de custom-made injertos óseos de injertos de origen aloplásticos como ha sido

## DISCUSIÓN

descrito en la revisión bibliográfica de este estudio de tesis doctoral.  
51,110,120

En el diseño de estructuras de tejido 3D se encontraron que los diámetros de haz de 1,5 mm, los diámetros medidos se desviaron siguiendo una distribución Gaussiana de aproximadamente 1,2 mm a 1,8 mm. Los sistemas de resina también demuestran estas inconsistencias, con piezas impresas por inyección de poliéster que tienen diámetros de haz de hasta 100  $\mu\text{m}$  de media diferentes de su diseño, con mayores desviaciones observadas localmente. Estas desviaciones llevan a que la porosidad general sea a veces un 10 % diferente de lo previsto, según el diseño.

Las piezas impresas por estereolitografía tienden a tener una mejor consistencia en las microestructuras reticulares que las piezas impresas con inyección de poliéster. Las variaciones en los diámetros de los haces están presentes en los diseños sinterizados que utilizan técnicas de fusión por láser. Estas variaciones se han investigado y se ha demostrado que influyen en la mecánica estructural de los andamios de tejido construidos con titanio sinterizado <sup>112</sup>.

Existen desafíos en la impresión de biomateriales aloplásticos como la necesidad de desarrollar nuevos metamateriales y estructuras porosas jerárquicas con biocompatibilidad, además de realizar experimentos para confirmar las influencias de diversos procesos y materiales de impresión en el rendimiento de la estructura reticular. Las investigaciones futuras que aborde estos y muchos otros desafíos identificados para el diseño de andamios integrados de tejido puede mejorar significativamente los

## DISCUSIÓN

resultados clínicos y facilitar soluciones innovadoras para diversas aplicaciones de atención médica.<sup>112</sup>

Se emplean diferentes técnicas en la fabricación de andamios 3D, con los métodos convencionales que incluyen lixiviación de partículas, gas espumante, liofilización, separación de fases, mallas de fibra/unión de fibra, moldeado por fusión y fundición en solución. Sin embargo, las heterogeneidades del tamaño de los poros, la porosidad, la interconectividad y la arquitectura son inevitables con estas técnicas, lo que complica los experimentos. Sin embargo, estas técnicas no pueden ser aplicables para la fabricación de un injerto a medida con una arquitectura finamente ajustada que replique la complejidad de los tejidos nativos óseos y se ajuste con precisión a la forma de un determinado defecto.

Con el desarrollo de técnicas de fabricación de formas libres sólidas (SFF), también conocidas como prototipos rápidos (RP), se hizo posible crear andamios con forma externa precisa, morfología interna y arquitectura tridimensional reproducible, a pesar de su complejidad, lo cual representa las técnicas aditivas “*3D printing*” mediante *injet printing*, *laser assisted printing* (ej. *Selective Laser printing (SLS)* y *Stereolithography (SLA)*), y *extrusión printing* (ej. *Fused deposition modeling (FDM)*). Cada técnica es específica para cada biomaterial y difiere en resolución. Estas nuevas técnicas utilizan tecnología CAD/CAM para la fabricación de estructuras adaptables al defecto óseo para su regeneración. En la literatura se encuentran pocos estudios sobre la tecnología substractiva (*milling* o tallado) la cual no es tan sofisticada como la aditiva ya que no se imprimen capa a capa<sup>66,75,121</sup>.

## DISCUSIÓN

Para la impresión de injertos en bloque personalizados de PCL se ha demostrado que para su mejor ajuste se recomienda la impresión a 70°C cerca de su temperatura de fundido <sup>66</sup>.

En un estudio de Stoop y cols <sup>85</sup> donde se estudia el ajuste interno y marginal de los injertos óseos antes y después de su colocación por medio de CBCT demostró que había más exactitud en el ajuste marginal del injerto en bloque personalizado con biomaterial aloplástico comparado con el ajuste interno. El análisis estadístico reveló que la media del ajuste marginal fue significativamente mejor ( $P < 0,05$ ) que la del ajuste interno.

El ajuste de los injertos dependía de la forma y del tamaño de los injertos. Específicamente, la superficie vacía total entre el injerto ajustado y el sitio del defecto correspondiente fue significativamente mayor en los injertos con defectos grandes que en los injertos con defectos pequeños ( $P < 0,05$ ). Dentro de las limitaciones del estudio, se pudo demostrar que es posible fabricar injertos de resina impresos en 3D personalizados con un ajuste aceptable, al combinar imágenes CBCT y diseño asistido por ordenador y técnicas de impresión 3D <sup>85</sup>.

En la revisión bibliográfica de Yen y cols <sup>75</sup> se publicó que la utilización de la tecnología CAD/CAM para la creación de injertos en bloque personalizados con la técnica de tallado o “milling” puede ser utilizada tanto en injertos alogénicos, aloplásticos y xenoinjertos con buenos resultados en la creación de hueso. En los resultados se demuestra que después de la colocación de implantes en los injertos en bloque alogénicos aparece una reabsorción ósea después de 6 y 12 meses de 1,69 mm y 1,64 mm, pero no menciona sobre el ajuste de estos injertos óseos <sup>75</sup>.

La dureza y la resistencia del material aloplástico impreso en bloque con la técnica aditiva es un factor importante en la longevidad del injerto para resistir fracturas, y mantener la integridad y calidad del injerto. Mangano y cols <sup>122</sup> utilizaron en su estudio *SLA-3D printed* por su estructura morfológica parecida al hueso mandibular. Varios autores coincidieron en que la micro-morfología y la rugosidad superficial modifican de manera significativa la biocompatibilidad y la unión del tejido vivo. En particular, varias investigaciones han informado sobre la mejora de la adhesión celular a biomateriales que exhiben una mayor rugosidad superficial, con un número maximizado de zonas de contacto, entre las células y el biomaterial, que permiten el anclaje de las células <sup>122</sup>.

SmartBone on Demand es una opción de injerto óseo en bloque personalizado de origen xeno-híbrido el cual presenta precisión y adaptación del injerto al defecto alveolar en un estudio de 7 años recientemente publicado por Messo y cols <sup>111</sup>.

### **3. RESULTADOS CLINICOS DE LOS IMPLANTES INSERTADOS EN AREAS REGENERADAS CON BLOQUES PERSONALIZADOS**

Existe limitada cantidad de estudios sobre la supervivencia de los implantes colocados en hueso aumentado por medio de la técnica digital de personalización de los injertos en bloque <sup>81</sup>. La literatura demuestra que la tasa supervivencia de los implantes colocados antes o con el injerto en bloque autógeno es similar a aquellos implantes colocados en hueso nativo, con distracción osteogénica o con aumento de hueso guiado <sup>48</sup>.

## DISCUSIÓN

Luongo y cols <sup>51</sup> en su estudio sobre injertos en bloque aloplástico diseñados digitalmente expone que el 100% de los implantes colocados 8 meses después de la cirugía de injerto óseo sobreviven. Un implante se clasificó como superviviente si aún funcionaba, sin ningún problema, en el último control de seguimiento. Por el contrario, la ausencia de osteointegración con movilidad del implante, la pérdida progresiva de hueso marginal debido a la invasión de tejido bacteriano (periimplantitis) y la pérdida severa de hueso marginal en ausencia de síntomas/signos de infección fueron las condiciones en las que se consideró que un implante falló y tuvo que ser explantado <sup>51</sup>.

Yen y cols <sup>75</sup> evalúan en su estudio el efecto de la arquitectura macroporosa en la formación de hueso nuevo en bloques de monetita impresos en 3D y la osteointegración de implantes de titanio. Los resultados descritos exponen que la cantidad media de formación de hueso nuevo dentro de los bloques de monetita osciló entre el 35,7 % y el 46,9 %, mientras que el injerto residual medio osciló entre el 43,1 % y el 57,7 %; la ganancia media de altura ósea osciló entre 3,1 mm y 3,7 mm; el contacto hueso-implante (BIC) medio osciló entre el 20,9 % y el 37,8 % <sup>75</sup>.

Con los resultados de este estudio se expone que los diferentes diseños de macrogeometría pueden influir en la formación ósea, con diseños que permiten la difusión de la sangre o el injerto, lo que proporciona resultados superiores. Además, los autores concluyeron que, aunque la osteointegración es posible, se requiere investigación adicional para mejorar el BIC <sup>75</sup>.

La vascularización es uno de los desafíos más críticos en la creación de la angiogénesis en los injertos en bloques independientemente de si son

## DISCUSIÓN

personalizados digitalmente o en clínica, incluida la adición de factores de crecimiento angiogénicos (factor de crecimiento endotelial vascular, VEGF), la adición de plaquetas, coágulos de médula ósea y el uso de biorreactores. Con los avances de bioingeniería debido a la capacidad de las bioimpresoras para usar múltiples cabezales de impresión cargados con diferentes tipos de células, es posible introducir la vasculatura en una construcción impresa en 3D. Kolesky y cols <sup>81</sup> imprimen una vascularización gruesa con éxito dentro de los tejidos utilizando múltiples biotintas cargadas con células madre mesenquimales, fibroblastos dérmicos para matrices extracelulares y células endoteliales de venas <sup>81</sup>.

### **4. LA EVALUACIÓN DE LA DENSIDAD ÓSEA EN LOS INJERTOS DE BLOQUES PERSONALIZADOS**

Los injertos óseos suelen sufrir una extensa remodelación y reabsorción durante el primer año después de la cirugía, lo que puede afectar la viabilidad de una rehabilitación eficaz. Por lo tanto, es importante la comprensión de las características de los injertos para predecir su reabsorción. Algunos autores sugieren que la tasa de reabsorción del injerto puede depender de su origen embriológico, ya que los injertos de hueso membranoso (como los injertos mandibulares o calvariales) no se reabsorben tan extensamente como los del hueso endocondral (como los injertos óseos de la cresta ilíaca), aunque la razón de este fenómeno aún es poco conocida <sup>123</sup>.

Otros estudios observaron que los injertos de hueso esponjoso se reabsorben más rápido que los injertos de hueso cortical y, por lo tanto, concluyeron que la reabsorción se ve afectada principalmente por la

## DISCUSIÓN

estructura y la micro-arquitectura del injerto. La densidad del injerto óseo también puede estar asociada con su reabsorción, ya que se ha demostrado que los injertos de alta densidad experimentan una menor reabsorción que los injertos de baja densidad. La relación entre la tasa de reabsorción ósea y la densidad del injerto representa un parámetro importante para comprender los mecanismos que regulan el comportamiento biológico del injerto óseo<sup>123</sup>.

La densidad ósea se puede medir con alta reproducibilidad mediante tomografías computarizadas, que proporcionan valores estandarizados en la escala de Hounsfield (HU) por medio de la escala de grises. En este sentido, existen diferencias entre los CBCT y radiografías intraorales<sup>35</sup>. Además para evaluar la distribución del hueso mineral a nivel longitudinal y transversal en las diferentes imágenes obtenidas de pacientes de diferente edad y sexo, además se encuentra más diferencias en las mujeres postmenopáusicas lo que sugiere que la CBCT puede ofrecer gran información para la planificación de la cirugía guiada y aumento óseo<sup>123</sup>.

El presente estudio de investigación doctoral demuestra que dos de los sistemas analizados (Nemoscan® y Mimics®) presentan la opción de valorar la densidad ósea de las imágenes obtenidas por CBCT para la planificación quirúrgica y el diseño del injerto óseo en bloque.

Debido al uso de los umbrales en la manipulación de los datos del CBCT en los programas informáticos, y la falta de estandarización de estos valores de grises entre los programas informáticos, la densidad ósea en unidades de Hounsfield en CBCT debe ser interpretada con cautela ya que no ofrece lo mismo que con la tomografía computarizada convencional (TC). En uno de los estudios de Pauwels y Col concluye que aunque puede

## DISCUSIÓN

haber un uso limitado de GV (*greys values* o escala de grises) cuantitativos en CBCT en algunos casos, generalmente aconseja que debe evitarse debido a su falta de fiabilidad <sup>22</sup>.

Los GV, medidos en imágenes CBCT, pueden cambiar debido al uso de diferentes dispositivos CBCT, parámetros de exposición, la posición de la medición en el FOV (central frente a periférico) y la cantidad de masa dentro y fuera del FOV. Los desarrollos en imágenes CBCT, así como el uso de técnicas avanzadas de corrección de GV, pueden aumentar el potencial de aplicar GV derivados de CBCT, como las unidades Hounsfield derivadas de CT <sup>22</sup>.

Es importante señalar que los programas informáticos solo ofrecen una visión general y localizada del grado de densidad ósea para ayudar al profesional a seleccionar mejor la localización del implante o la elección de técnica de aumento óseo <sup>118,123</sup>. La densidad ósea es de gran valor informativo en la toma de decisiones y planificación para la colocación de implantes inmediatos y restauraciones protésicas <sup>118</sup>.

### 5. ANÁLISIS DE OTRAS APLICACIONES DEL FLUJO DIGITAL

Los programas informáticos NemoScan® y Mimics Innovation Suite® permiten planificar un caso bimaxilar, además de con los sistemas CAD siempre que se transfiera el archivo junto. Todos los sistemas permiten la importación y exportación de archivos STL.

Mimics Innovation Suite ® permite realizar estudios de los tejidos blandos además de los diferentes órganos del cuerpo humano, ya que el sistema no es sólo de uso odontológico.

## DISCUSIÓN

Mimics Innovation Suite® tiene dos modalidades de programas: *Research* y *Medics*. La modalidad *Medics* es CE y FDA aprobado para poder ser usado en pacientes. El sistema que hemos usado para este estudio es el modo *Research* que es el que se usa para investigaciones. Según el proveedor, los dos sistemas presentan las mismas funciones, pero el *Medics* es más orientado a la práctica clínica.

La segmentación es una de las más importantes herramientas de los sistemas de cirugía guiada. Todos los sistemas médicos permiten hacerlo en el modelo óseo, dientes y prótesis, y en el mismo plano de tratamiento se pueden crear varias segmentaciones del mismo archivo DICOM. Además se reconstruye el modelo 3D pretendido manejando el umbral de los valores HU.

Los artefactos pueden ser removidos por la opción *Mask* en Mimics® y *Mesh Tools* en Nemoscan®. Con la adquisición de imágenes CBCT la presencia de artefactos suele ser frecuente en los estudios obtenidos de la CBCT y transformados en los programas informáticos de cirugía médica y dental. Los artefactos pueden incluir *beam hardening* (endurecimiento del haz por atenuación de la energía de los fotones), la existencia de dispersión generalmente degrada la calidad de la imagen <sup>123</sup>.

Con la opción de segmentación se puede simular la extracción dental o incluso elevaciones de seno. La segmentación es una herramienta posible de utilizar en cualquier estructura de un archivo DICOM o STL importado. El programa Nemoscan® lo tiene predefinido mediante el cálculo del volumen y planeamiento; sin embargo, Mimics® se tiene que eliminar manualmente.

## DISCUSIÓN

Con la segmentación y la selección de umbrales, además de máscaras para eliminar los artefactos se incrementa la diferencia del ajuste de los injertos en bloque en la zona interna del injerto diseñado digitalmente. Esta etapa es muy sensible a las habilidades del operador y depende de la calidad del CBCT obtenido.

Los problemas de la reconstrucción ósea incluyen la sub-corrección o sobre-corrección, una coincidencia insatisfactoria de la línea media y una relación sagital maxilar-mandibular desfavorable debido al volumen limitado del injerto óseo. Sin embargo, en los estudios publicados rara vez se menciona la deficiencia ósea en anchura y altura como un factor importante para la rehabilitación oral e incluso las publicaciones que se centran en la planificación virtual en la reconstrucción de mandíbula grande no proporcionan imágenes tridimensionales postoperatorias para hacer la planificación virtual más comprensible

# CONCLUSIONES

## CONCLUSIONES

PRIMERA. El presente estudio demuestra que es posible la planificación del injerto óseo en bloque adaptado al defecto óseo mediante sistemas informáticos personalizados en pacientes con edentulismo parcial o total.

SEGUNDA. Un correcto protocolo de los sistemas informáticos, individualizado para cada paciente es fundamental para la planificación del injerto óseo en bloque, debiendo seguir el flujo digital de cada sistema para obtener unos resultados clínicos favorables.

TERCERA. Aunque no existe gran variedad de sistemas operativos informáticos para la creación de injerto óseo personalizado, existe evidencia de los beneficios del uso de la planificación digital para injertos en bloque.

CUARTA. El desarrollo y la evolución de esta técnica contribuye a su utilización en implantología oral y a mejorar los resultados de los aumentos óseos compuestos (vertical y horizontal).

QUINTA. Es importante la realización de nuevos estudios para definir el protocolo a seguir, para cuantificar el impacto de cada etapa del flujo de trabajo digital y mejorar la planificación de tratamiento.

SEXTA. La evidencia científica disponible sobre la colocación simultánea de implantes e injertos en bloque digitalmente diseñados es limitada. Además, los estudios sobre injertos en bloque personalizados están aún en fases tempranas y se necesitan más estudios de alta evidencia científica.

# BIBLIOGRAFÍA

## BIBLIOGRAFÍA

1. Heit O. Anatomía del Seno Maxilar. Importancia clínica de las arterias antrales y de los septum. *Revista del Colegio de Odontólogos de Entre Ríos*. 2017;161:6-10.
2. van den Bergh JP, ten Bruggenkate CM, Disch FJ, Tuinzing DB. Anatomical aspects of sinus floor elevations. Review. *Clin Oral Impl Res* 2000;11(3):256-65.
3. Velayos JL. Anatomía de la Cabeza. Ed. Médica Panamericana; 2014.
4. Breeland G, Aktar A, Patel BC. Anatomy, head and neck, mandible. *StatPearls*. 2021;
5. Lipski M, Tomaszewska I, Lipska W, Lis G, Tomaszewski K. The mandible and its foramen: anatomy, anthropology, embryology and resulting clinical implications. *Folia morphologica*. 2013;72(4):285-292.
6. González-García R, Monje F. Is micro-computed tomography reliable to determine the microstructure of the maxillary alveolar bone? *Clin Oral Implants Res*. 2013;24:730-7.
7. D'haese J, Vervaeke S, Verbanck N, De Bruyn H. Clinical and radiographic outcome of implants placed using stereolithographic guided surgery: a prospective monocenter study. *Int J Oral Maxillofac Impl* 2013;28(1)
8. Jivraj S. Graftless solutions for the edentulous patient. Springer; 2018.
9. Schlee M, Rothamel D. Ridge Augmentation Using Customized Allogenic Bone Blocks: Proof of Concept and Histological Findings. *Implant Dent* 2013;22:212-218.
10. Covani U, Orlando B, D'Ambrosio A, Sabbatini VB, Barone A. Immediate rehabilitation of completely edentulous jaws with fixed prostheses supported by implants placed into fresh extraction sockets and in healed sites: a 4-year clinical evaluation. *Implant Dent*. 2012; 4:272-9.
11. Wang RE, Lang NP. Ridge preservation after tooth extraction. *Clin Oral Impl Res* 2012;23:147-156.
12. Khojasteh A, Kheiri L, Motamedian SR, Khoshkam V. Guided bone regeneration for the reconstruction of alveolar bone defects. *Ann Maxillofac Surg* 2017;7(2):263.
13. Mazzocco F, Lops D, Gobbato L, Lolato A, Romeo E, Del Fabbro M. Three-dimensional volume change of grafted bone in the maxillary sinus. *Int J Oral Maxillofac Impl* 2014;29(1)
14. Kini U, Nandeesh B. Physiology of bone formation, remodeling, and metabolism. *Radionuclide and hybrid bone imaging*. Springer; 2012:29-57.
15. Hämmerle CH, Araújo MG, Simion M, Group OC. Evidence-based knowledge on the biology and treatment of extraction sockets. *Clin Oral Impl Res* 2012;23:80-82.

## BIBLIOGRAFÍA

16. Tan WL, Wong TL, Wong MC, Lang NP. A systematic review of post-extraction alveolar hard and soft tissue dimensional changes in humans. *Clin Oral Impl Res* 2012;23:1-21.
17. Milinkovic I, Cordaro L. Are there specific indications for the different alveolar bone augmentation procedures for implant placement? A systematic review. *Int J Oral Maxillofac Surg*. 2014;
18. Tinti C, Parma-Benfenati S. Clinical classification of bone defects concerning the placement of dental implants. *Int J Perio Rest Dent* 2003;23: 34-39.
19. Caplanis N, Lozada JL, Kan JY. Extraction defect assessment, classification, and management. *CDA Journal*. 2005;33(11)
20. Tolstunov L. Classification of the alveolar ridge width: implant-driven treatment considerations for the horizontally deficient alveolar ridges. *J Oral Impl* 2014;40(S1):365-370.
21. Rinaldi M, Ganz SD, Mottola A. Computer-guided applications: for dental implants, bone grafting, and reconstructive surgery. Elsevier. 2016.
22. Pauwels R, Jacobs R, Singer SR, Mupparapu M. CBCT-based bone quality assessment: are Hounsfield units applicable? *Dentomaxillofac Radiol* 2015;44(1):20140238.
23. Vandenberghe B. The digital patient - Imaging science in dentistry. *J Dent*. Jul 2018;74 Suppl 1:S21-s26.
24. Velasco E. Implantología oral guiada asistida por ordenador. Fundamentos científicos y práctica clínica Madrid: Ripano. 2013;
25. Jaju PP. Dental CT third eye in dental implants. JP Medical Ltd; 2012.
26. Sforza NM, Franchini F, Lamma A, Botticelli S, Ghigi G. Accuracy of computerized tomography for the evaluation of mandibular sites prior to implant placement. *Int J Periodontics Restorative Dent* 2007;27(6):589-95.
27. Menezes CC, Janson G, da Silveira Massaro C, Cambiaghi L, Garib DG. Precision, reproducibility, and accuracy of bone crest level measurements of CBCT cross sections using different resolutions. *The Angle Orthodontist*. 2016;86(4):535-542.
28. Kernen F, Benic GI, Payer M, et al. Accuracy of three-dimensional printed templates for guided implant placement based on matching a surface scan with CBCT. *Clin Implant Dent Relat Re* 2016;18(4):762-768.
29. Deluiz D, Deluiz LF, de Melo Veiga L, Tinoco E. Validation of a method using cone beam computed tomography for measuring bone block grafts for the alveolar ridge augmentation. *Musculoskeletal Regeneration*. 2016;2
30. Alok A, Singh ID, Panat SR, Singh S, Kishore M. Cone beam computed tomography: A third eye for dental surgeon. *IJDMR*. 2014;1:144-8.
31. Abrol V, Abrol K. CBCT: Third eye in dentistry. *Ind J Orthod Dentofac Res* 2018;4(1):6-8.

## BIBLIOGRAFÍA

32. Pedroso LAdM, Garcia RR, Leles JLR, Leles CR, Silva MAGS. Impact of cone-beam computed tomography on implant planning and on prediction of implant size. *Braz Oral Res* 2013;28:46-53.
33. Alexandre Oliveira N, Matos Garrido N, España López A, Jiménez Guerra A, Ortiz García I, Velasco Ortega E. Planificación de tratamiento con software para cirugía guiada en implantología oral. *Av Odontoestomatol* 2019;35(2):59-68.
34. Mah P, Reeves T, McDavid W. Deriving Hounsfield units using grey levels in cone beam computed tomography. *Dentomaxillofac Radiol* 2010;39(6):323-335.
35. Lumetti S, Galli C, Manfredi E, et al. Correlation between density and resorption of fresh-frozen and autogenous bone grafts. *BioMed Res Int* 2014;2014
36. Chindasombatjaroen J, Kakimoto N, Shimamoto H, Murakami S, Furukawa S. Correlation between pixel values in a cone-beam computed tomographic scanner and the computed tomographic values in a multidetector row computed tomographic scanner. *J Comput Assist Tomog* 2011;35(5):662-665.
37. Pommer B, Zechner W, Watzek G, Palmer R. To graft or not to graft? Evidence-based guide to decision making in oral bone graft surgery. *Bone Grafting*. IntechOpen; 2012.
38. Tumedei M, Savadori P, Del Fabbro M. Synthetic Blocks for Bone Regeneration: A Systematic Review and Meta-Analysis. *Int J Mol Sci* 2019;20(17):4221.
39. Hsu YT, Wang HL. How to select replacement grafts for various periodontal and implant indications. *Clin Adv Perio* 2013;3(3):167-179.
40. Zhao R, Yang R, Cooper PR, Khurshid Z, Shavandi A, Ratnayake J. Bone grafts and substitutes in dentistry: A review of current trends and developments. *Molecules*. 2021;26(10):3007.
41. Esposito M, Grusovin MG, Felice P, Karatzopoulos G, Worthington HV, Coulthard P. Interventions for replacing missing teeth: horizontal and vertical bone augmentation techniques for dental implant treatment. Meta-Analysis Review. *Cochrane Database of Systematic Reviews*. 2009;(4):CD003607.
42. Sheikh Z, Sima C, Glogauer M. Bone replacement materials and techniques used for achieving vertical alveolar bone augmentation. *Materials*. 2015;8(6):2953-2993.
43. Soldatos NK, Stylianou P, Koidou VP, Angelov N, Yukna R, Romanos GE. Limitations and options using resorbable versus nonresorbable membranes for successful guided bone regeneration. *Quintessence Int* 2017;48(2)
44. Sbricoli L, Guazzo R, Annunziata M, Gobbato L, Bressan E, Nastri L. Selection of collagen membranes for bone regeneration: a literature review. *Materials*. 2020;13(3):786.

## BIBLIOGRAFÍA

45. García-Gareta E, Coathup MJ, Blunn GW. Osteoinduction of bone grafting materials for bone repair and regeneration. *Bone*. 2015;81:112-121.
46. Naujokat H, Açil Y, Harder S, Lipp M, Böhrnsen F, Wiltfang J. Osseointegration of dental implants in ectopic engineered bone in three different scaffold materials. *Int J Oral Maxillofac Surg* 2020;49(1):135-142.
47. Tamimi F, Torres J, Al-Abedalla K, et al. Osseointegration of dental implants in 3D-printed synthetic onlay grafts customized according to bone metabolic activity in recipient site. *Biomaterials*. 2014;35(21):5436-5445.
48. Aloy-Prósper A, Peñarrocha-Oltra D, Peñarrocha-Diago MA, Peñarrocha-Diago M. The outcome of intraoral onlay block bone grafts on alveolar ridge augmentations: a systematic review. *Med Oral* 2015;20(2):e251.
49. Motamedian SR, Khojaste M, Khojasteh A. Success rate of implants placed in autogenous bone blocks versus allogenic bone blocks: A systematic literature review. *Ann Maxillofac Surg* 2016;6(1):78-90.
50. Kloss FR, Offermanns V, Kloss-Brandstätter A. Comparison of allogeneic and autogenous bone grafts for augmentation of alveolar ridge defects—A 12-month retrospective radiographic evaluation. *Clin Oral Impl Res* 2018;29(11):1163-1175.
51. Luongo F, Mangano FG, Macchi A, Luongo G, Mangano C. Custom-Made Synthetic Scaffolds for Bone Reconstruction: A Retrospective, Multicenter Clinical Study on 15 Patients. *BioMed Res Int* 2016;2016:12. 5862586.
52. Saijo H, Fujihara Y, Kanno Y, et al. Clinical experience of full custom-made artificial bones for the maxillofacial region. *Regenerativ Therapy*. 2016;5:72-78.
53. Kanno Y, Nakatsuka T, Saijo H, et al. Computed tomographic evaluation of novel custom-made artificial bones, “CT-bone”, applied for maxillofacial reconstruction. *Regenerative Therapy*. 2016;5:1-8.
54. Martínez Álvarez O, Barone A, Covani U, et al. Injertos óseos y biomateriales en implantología oral. *Av Odontoestomatol* 2018;34(3):111-119.
55. Scherer MD. Presurgical implant-site assessment and restoratively driven digital planning. *Dental Clinics*. 2014;58(3):561-595.
56. Wismeijer D, Joda T, Flügge T, et al. Group 5 ITI consensus report: digital technologies. *Clin Oral Impl Res* 2018;29:436-442.
57. Gialain IO, Pinhata-Baptista OH, Cavalcanti MGP, Cortes ARG. Computer-aided design/computer-aided manufacturing milling of allogeneic blocks following three-dimensional maxillofacial graft planning. *J Craniofac Surg* 2019;30(5):e413-e415.
58. Marchack CB, Chew LK. The 10-year evolution of guided surgery. *CDA J* 2015;43(3)
59. Vaidya N. Cone Beam Computed Tomography: third eye in diagnosis and treatment planning. *studies*. 2012;1:4.

## BIBLIOGRAFÍA

60. Du F, Li B, Yin N, Cao Y, Wang Y. Volumetric analysis of alveolar bone defect using three-dimensional-printed models versus computer-aided engineering. *J Craniofac Surg* 2017;28(2):383-386.
61. Hämmerle CH, Cordaro L, Van Assche N, et al. Digital technologies to support planning, treatment, and fabrication processes and outcome assessments in implant dentistry. Summary and consensus statements. The 4th EAO consensus conference 2015. *Clin Oral Impl Res* 2015;26:97-101.
62. Vercruyssen M, Laleman I, Jacobs R, Quirynen M. Computer-supported implant planning and guided surgery: a narrative review. *Clin Oral Impl Res* 2015;26:69-76.
63. Lanis A, Del Canto OÁ. The combination of digital surface scanners and cone beam computed tomography technology for guided implant surgery using 3Shape implant studio software: a case history report. *Int J Prosthodont* 2015;28(2)
64. Lindström MJ, Ahmad M, Jimbo R, Ameri A, Von Steyern PV, Becktor JP. Volumetric measurement of dentoalveolar defects by means of intraoral 3D scanner and gravimetric model. *Odontology*. 2019;107(3):353-359.
65. Ludlow M, Renne W. Digital workflow in implant dentistry. *Current Oral Health Reports*. 2017;4(2):131-135.
66. Temple JP, Hutton DL, Hung BP, et al. Engineering anatomically shaped vascularized bone grafts with hASCs and 3D-printed PCL scaffolds. *J Biomed Mater Res Part A*. 2014;102(12):4317-4325.
67. Holst S, Blatz MB, Eitner S. Precision for computer-guided implant placement: using 3D planning software and fixed intraoral reference points. *J Oral Maxillofac Surg* 2007;65(3):393-399.
68. Budak I, Mirkovic S, Sokac M, Santosi Z, Puskar T, Vukelic D. An approach to modelling of personalized bone grafts based on advanced technologies. *Int J Simulat Model* 2016;15(4):637-648.
69. Zhao XZ, Xu WH, Tang ZH, Wu MJ, Zhu J, Chen S. Accuracy of computer-guided implant surgery by a CAD/CAM and laser scanning technique. *Chin J Dent Res*. 2014;17(1):31-36.
70. Dusseldorp J, Stamatakis H, Ren Y. Soft tissue coverage on the segmentation accuracy of the 3D surface-rendered model from cone-beam CT. *Clin Oral Impl Res* 2017;21(3):921-930.
71. Barone S, Casinelli M, Frascaria M, Paoli A, Razionale AV. Interactive design of dental implant placements through CAD-CAM technologies: from 3D imaging to additive manufacturing. *Int J Inter Design Manufact (IJIDeM)*. 2016;10(2):105-117.
72. Becker K, Schmücker U, Schwarz F, Drescher D. Accuracy and eligibility of CBCT to digitize dental plaster casts. *Clin Oral Invest* 2018;22(4):1817-1823.
73. Kasaven C, McIntyre G, Mossey P. Accuracy of both virtual and printed 3-dimensional models for volumetric measurement of alveolar clefts before

## BIBLIOGRAFÍA

- grafting with alveolar bone compared with a validated algorithm: a preliminary investigation. *Br J Oral Maxillofac Surg* 2017;55(1):31-36.
74. Ganz SD. Three-dimensional imaging and guided surgery for dental implants. *Dental Clinics* 2015;59(2):265-290.
75. Yen HH, Stathopoulou PG. CAD/CAM and 3D-printing applications for alveolar ridge augmentation. *Current Oral Health Reports*. 2018;5(2):127-132.
76. Asa'ad F, Pagni G, Pilipchuk SP, Gianni AB, Giannobile WV, Rasperini G. 3D-printed scaffolds and biomaterials: review of alveolar bone augmentation and periodontal regeneration applications. *Int J Dent* 2016;2016
77. Mangano FG, Zecca PA, van Noort R, et al. Custom-made computer-aided-design/computer-aided-manufacturing biphasic calcium-phosphate scaffold for augmentation of an atrophic mandibular anterior ridge. *Case reports Dent* 2015;2015
78. Mohamed N, Bishara M, Miron RJ. Custom 3-D Bone Allograft Block Fabrication *Dent Today* 2020 12.
79. Bae JC, Lee J-J, Shim J-H, et al. Development and assessment of a 3D-printed scaffold with rhbmp-2 for an implant surgical guide stent and bone graft material: A pilot animal study. *Materials*. 2017;10(12):1434.
80. Nyberg EL, Farris AL, Hung BP, et al. 3D-printing technologies for craniofacial rehabilitation, reconstruction, and regeneration. *Ann Biomed Eng* 2017;45(1):45-57.
81. Jammalamadaka U, Tappa K. Recent advances in biomaterials for 3D printing and tissue engineering. *J Funct Biomater* 2018;9(1):22.
82. Hwang K-S, Choi J-W, Kim J-H, et al. Comparative efficacies of collagen-based 3D printed PCL/PLGA/ $\beta$ -TCP composite block bone grafts and biphasic calcium phosphate bone substitute for bone regeneration. *Materials*. 2017;10(4):421.
83. Abuelnaga M, Elbokle N, Khashaba M. Evaluation of custom made xenogenic bone grafts in mandibular alveolar ridge augmentation versus particulate bone graft with titanium mesh. *Egyptian J Oral Maxillofac Surg* 2018;9(2):62-73.
84. Blume O, Hoffmann L, Donkiewicz P, et al. Treatment of Severely Resorbed Maxilla Due to Peri-Implantitis by Guided Bone Regeneration Using a Customized Allogenic Bone Block: A Case Report. *Materials (Basel)*. 2017. vol. 10.
85. Stoop C, Chatzivasileiou K, Berkhout W, Wismeijer D. Marginal and internal fit of 3D printed resin graft substitutes mimicking alveolar ridge augmentation: An in vitro pilot study. *PloS One*. 2019;14(4):e0215092.
86. Grottoli CF, Ferracini R, Compagno M, et al. A Radiological Approach to Evaluate Bone Graft Integration in Reconstructive Surgeries. *Appl Sci* 2019;9(7):1469.
87. Tack P, Victor J, Gemmel P, Annemans L. 3D-printing techniques in a medical setting: a systematic literature review. *Biomed Eng* 2016;15(1):115.

## BIBLIOGRAFÍA

88. Jensen SS, Terheyden H. Bone augmentation procedures in localized defects in the alveolar ridge: clinical results with different bone grafts and bone-substitute materials. Review. *Int J Oral Maxillofac Impl* 2009;24 Suppl:218-36.
89. Chiapasco M, Casentini P, Zaniboni M. Bone augmentation procedures in implant dentistry. Review. *Int J Oral Maxillofac Impl* 2009;24 Suppl:237-59.
90. Kloss FR, Offermanns V, Donkiewicz P, Kloss-Brandstätter A. Customized allogeneic bone grafts for maxillary horizontal augmentation: A 5-year follow-up radiographic and histologic evaluation. *Clinical Case Reports*. 2020;8(5):886-893.
91. Gaikwad AM, Joshi AA, Padhye AM, Nadgere JB. Autogenous bone ring for vertical bone augmentation procedure with simultaneous implant placement: a systematic review of histologic and histomorphometric outcomes in animal studies. *J Prosthet Dent* 2021;126(5):626-635.
92. Simpson KT, Bryington M, Agosto M, Harper M, Salman A, Schincaglia GP. Computer-Guided Surgery Using Human Allogenic Bone Ring With Simultaneous Implant Placement: A Case Report. *Clin Adv Perio* 2020;10(1):16-22.
93. Le Thieu MK, Homayouni A, Hæren LR, et al. Impact of simultaneous placement of implant and block bone graft substitute: an in vivo peri-implant defect model. *Biomater Res* 2021;25(1):1-10.
94. Mora MA, Chenin DL, Arce RM. Software tools and surgical guides in dental-implant-guided surgery. *Dental Clinics*. 2014;58(3):597-626.
95. Khan M, Elathamna EN, Lin W-S, et al. Comparison of Virtual Dental Implant Planning Using the Full Cross-Sectional and Transaxial Capabilities of Cone Beam Computed Tomography vs Reformatted Panoramic Imaging and 3D Modeling. *Int J Oral Maxillofac Impl* 2015;30(4)
96. Huang HL, Fuh LJ, Ko CC, Hsu JT, Chen CC. Biomechanical effects of a maxillary implant in the augmented sinus: a three-dimensional finite element analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2009;24(3):455-62.
97. Pommer B, Busenlechner D, Fürhauser R, Watzek G, Mailath-Pokorny G, Haas R. Trends in techniques to avoid bone augmentation surgery: Application of short implants, narrow-diameter implants and guided surgery. *J Cranio-Maxillofac Surg* 2016;44(10):1630-1634.
98. Jenkinson A. Dental implants: the art and science. *Br Dental Journal*. 2011/04/01 2011;210(8):389-389.
99. Grassi FR, Grassi R, Vivarelli L, et al. Design techniques to optimize the scaffold performance: freeze-dried bone custom-made allografts for maxillary alveolar horizontal ridge augmentation. *Materials*. 2020;13(6):1393.
100. Patzelt SBM, Spies BC, Kohal RJ. CAD/CAM-fabricated implant-supported restorations: a systematic review. *Clin Oral Impl Res* 2015;26:77-85.

## BIBLIOGRAFÍA

101. Benic GI, Elmasry M, Hämmerle CH. Novel digital imaging techniques to assess the outcome in oral rehabilitation with dental implants: a narrative review. *Clin Oral Impl Res* 2015;26:86-96.
102. Korfage A, Raghoobar GM, Meijer HJ, Vissink A. Patients' expectations of oral implants: a systematic review. *Eur J Oral Implantol*. 2018;11(Suppl 1):S65-S76.
103. Figliuzzi M, Mangano FG, Fortunato L, et al. Vertical ridge augmentation of the atrophic posterior mandible with custom-made, computer-aided design/computer-aided manufacturing porous hydroxyapatite scaffolds. *J Craniofac Surg* 2013;24(3):856-859.
104. Checchi V, Gasparro R, Pistilli R, Canullo L, Felice P. Clinical classification of bone augmentation procedure failures in the atrophic anterior maxillae: esthetic consequences and treatment options. *BioMed Res Int* 2019;2019
105. Gultekin BA, Bedeloglu E, Kose TE, Mijiritsky E. Comparison of bone resorption rates after intraoral block bone and guided bone regeneration augmentation for the reconstruction of horizontally deficient maxillary alveolar ridges. *BioMed Res Int* 2016;2016
106. Janicki P, Schmidmaier G. What should be the characteristics of the ideal bone graft substitute? Combining scaffolds with growth factors and/or stem cells. *Injury*. Sep 2011;42 Suppl 2:S77-81.
107. Wilde F, Cornelius C-P, Schramm A. Computer-assisted mandibular reconstruction using a patient-specific reconstruction plate fabricated with computer-aided design and manufacturing techniques. *Craniofac Trauma Reconstruction* 2014;7(2):158-166.
108. Almela T, Brook IM, Khoshroo K, et al. Simulation of cortico-cancellous bone structure by 3D printing of bilayer calcium phosphate-based scaffolds. *Bioprinting*. 2017;6:1-7.
109. Tarsitano A, Battaglia S, Ricotta F, et al. Accuracy of CAD/CAM mandibular reconstruction: a three-dimensional, fully virtual outcome evaluation method. *J Craniofac Surg* 2018;46(7):1121-1125.
110. Brunello G, Sivoletta S, Meneghello R, et al. Powder-based 3D printing for bone tissue engineering. *Biotechnol Adv* 2016;34(5):740-753.
111. Messo E, Grottoli CF, Perale G, Hirsch J-M. Custom-Made Horizontal and Vertical Maxillary Augmentation with Smartbone® On Demand™: A Seven-Year Follow-Up Case. *Appl Sci* 2020;10(22):8039.
112. Egan PF. Integrated design approaches for 3D printed tissue scaffolds: Review and outlook. *Materials*. 2019;12(15):2355.
113. Wen Y, Xun S, Haoye M, et al. 3D printed porous ceramic scaffolds for bone tissue engineering: a review. *Biomater Science*. 2017;5(9):1690-1698.
114. Tarafder S, Balla VK, Davies NM, Bandyopadhyay A, Bose S. Microwave-sintered 3D printed tricalcium phosphate scaffolds for bone tissue engineering. *J Tissue Engineer Reg Med* 2013;7(8):631-641.

## BIBLIOGRAFÍA

115. Essig H, Rana M, Kokemueller H, et al. Pre-operative planning for mandibular reconstruction-a full digital planning workflow resulting in a patient specific reconstruction. *Head Neck Oncology* 2011;3(1):1-7.
116. Hu J, Wang JH, Wang R, Yu XB, Liu Y, Baur DA. Analysis of biomechanical behavior of 3D printed mandibular graft with porous scaffold structure designed by topological optimization. *3D Printing Medi* 2019;5(1):5.
117. Chou P-Y, Denadai R, Hallac RR, et al. Comparative Volume Analysis of Alveolar Defects by 3D Simulation. *J Clin Med* 2019;8(9):1401.
118. Merheb J, Vercruyssen M, Coucke W, Quirynen M. Relationship of implant stability and bone density derived from computerized tomography images. *Clin Impl Dent Relat Res* 2018;20(1):50-57.
119. Katkar RA, Taft RM, Grant GT. 3D volume rendering and 3D printing (additive manufacturing). *Dental Clinics*. 2018;62(3):393-402.
120. Sears N, Dhavalikar P, Whitely M, Cosgriff-Hernandez E. Fabrication of biomimetic bone grafts with multi-material 3D printing. *Biofabrication*. 2017;9(2):025020.
121. Roopavath UK, Malferrari S, Van Haver A, Verstreken F, Rath SN, Kalaskar DM. Optimization of extrusion based ceramic 3D printing process for complex bony designs. *Materials & Design*. 2019;162:263-270.
122. Mangano C, Mangano F, Gobbi L, Admakin O, Iketani S, Giuliani A. Comparative Study between Laser Light Stereo-Lithography 3D-Printed and Traditionally Sintered Biphasic Calcium Phosphate Scaffolds by an Integrated Morphological, Morphometric and Mechanical Analysis. *Int J Mol Sci* 2019;20(13):3118.
123. Liu J, Chen H-Y, DoDo H, et al. Efficacy of cone-beam computed tomography in evaluating bone quality for optimum implant treatment planning. *Impl dent* 2017;26(3):405-411.