

Análisis volumétrico mediante CBCT de la región anterior del maxilar como zona donante de múltiples injertos óseos.

Ramón Bernades Mayordomo

ADVERTIMENT. L'accés als continguts d'aquest document i la seva utilització ha de respectar els drets de la persona autora. Pot ser utilitzada per a consulta o estudi personal, així com en activitats o materials d'investigació i docència en els termes establerts a l'art. 32 del Text Refós de la Llei de Propietat Intel·lectual (RDL 1/1996). Per altres utilitzacions es requereix l'autorització prèvia i expressa de la persona autora. En qualsevol cas, en la utilització dels seus continguts caldrà indicar de forma clara el nom i cognoms de la persona autora i el títol. No s'autoritza la seva reproducció o altres formes d'explotació efectuades amb finalitats de lucre ni la seva comunicació pública des d'un lloc aliè. Tampoc s'autoritza la presentació del seu contingut en una finestra o marc aliè a RECERCAT (framing)

ADVERTENCIA. El acceso a los contenidos de este documento y su utilización debe respetar los derechos de la persona autora. Puede ser utilizada para consulta o estudio personal, así como en actividades o materiales de investigación y docencia en los términos establecidos en el art. 32 del Texto Refundido de la Ley de Propiedad Intelectual (RDL 1/1996). Para otros usos se requiere la autorización previa y expresa de la persona autora. En cualquier caso, en la utilización de sus contenidos se deberá indicar de forma clara el nombre y apellidos de la persona autora y título. No se autoriza su reproducción u otras formas de explotación efectuadas con fines lucrativos ni su comunicación pública desde un sitio ajeno. Tampoco se autoriza la presentación de su contenido en una ventana o marco ajeno a RECERCAT (framing).



**ANÁLISIS VOLUMÉTRICO MEDIANTE CBCT DE LA
REGIÓN ANTERIOR DEL MAXILAR COMO ZONA
DONANTE DE MÚLTIPLES INJERTOS ÓSEOS**

Departamento de Cirugía Oral y Maxilofacial

Facultad de Odontología

Universitat Internacional de Catalunya

TESIS DOCTORAL

Autor: RAMON BERNADES MAYORDOMO

Barcelona, 2016

Director: Dr. Federico Hernández Alfaro

Co-Directora: Dra. Raquel Gujarro Martínez

AGRADECIMIENTOS

Cursando pregrado ya me permitiste asistir a las sesiones del máster de cirugía. Quise aprender a tu lado y gocé 5 años de tu saber y destreza. Finalmente, accediste a ser mi director de tesis aun disponiendo de un tiempo muy limitado.

Darte mi agradecimiento se queda groseramente corto Fede, así que quedo en deuda contigo.

Llamé a sus puertas sin conocerlos. Sus respuestas fueron las de aquellas personas que dan lo mejor de sí sin pedir nada a cambio. Gracias Raquel por tu tiempo y dedicación como codirectora. Gracias Dr. Fernando Finestres por tus múltiples correcciones en los apartados de radiología y tus siempre joviales respuestas. Gracias a ambos, porque nunca me dejasteis sentir que os molestara, aunque lo hiciera.

Eres niño y los quieres sin límites. Más tarde la vida te permite entenderlos y admirarlos sin igual. *Gràcies papitu i mameta.*

Sus enseñanzas me modelaron ya desde mi niñez. Su amor y respeto para cada tiempo y persona le hacen una persona muy querida por muchos. Gracias Maestro Kim Jung Sik y samonim Suki.

Y finalmente aparece la persona que me hará ser mejor, sumamente feliz y más pleno. Compartimos todas las aventuras y me obsequia con dos verdaderos ángeles. A mi cirujana favorita, *Tirem més milles Eulàlia?*

ÍNDICE GENERAL

- Índice de Abreviaturas
- Índice de Tablas
- Índice de Figuras
- Índice de Gráficos

1. Introducción	21
2. Objetivos	25
2.1 Objetivo Principal	
2.2 Objetivos secundarios	
3. Marco Teórico / Fundamentos	29
3.1 Aspectos teóricos	
3.1.1 Justificación de los injertos óseos	31
3.1.2 Justificación de los injertos autólogos	32
3.1.3 Justificación de los injertos intrabucales	34
3.1.4 La región anterior del maxilar	36
3.1.5 Descripción anatómica del maxilar anterior	36
3.1.6 Técnicas de estudio de los maxilares	37
3.1.7 CBCT	41
3.1.8 Densitometría	45
3.2 Bases bibliográficas	
3.2.1 Proceso palatino del maxilar	47
3.2.2 Espina nasal anterior	50
3.2.3 Hueso subnasal	50
4. Hipótesis de trabajo	55
5. Material y Métodos	59
6. Resultados	73
6.1 Descriptiva de las dimensiones	73
6.2. Simetría del hueso sub-nasal	77
6.3 Correlación entre las diferentes zonas de estudio	79

6.4 Efecto del género y edad en el volumen óseo	83
6.5 Efecto del género y edad en la densidad ósea	90
6.6 Conclusiones del análisis estadístico	95
7. Discusión	99
8. Conclusiones	111
9. Perspectivas de futuro	115
10. Bibliografía	119

Anexos

A1. Carta aprobación proyecto de tesis

A2. Carta aprobación proyecto CER

A3. Carta aprobación enmienda proyecto tesis

A4. Artículo 1: Bernades-Mayordomo R, Guijarro-Martínez R, Hernández-Alfaro F. Volumetric CBCT analysis of the palatine process of the anterior maxilla: a potential source for bone grafts. Int J Oral Maxillofac Surg 2013; 42(3):406-10

A5. Artículo 2: Bernades-Mayordomo R, Guijarro-Martínez R, Hernández-Alfaro F. The anterior maxilla as a potential source of bone grafts: a morphometric cone beam computed tomography analysis of different anatomical areas. Int J Oral Maxillofac Surg 2016: DOI 10.1016/j.ijom.2016.03.001

A6. Tablas complementarias

ÍNDICE DE ABREVIATURAS

CBCT	Tomografía computarizada de haz cónico
CS	Canino superior
ENA	Espina nasal anterior
FoV	Field of view
ICS	Incisivo central superior
ILS	Incisivo lateral superior
PPM	Proceso palatino del maxilar
SN	Subnasal
TC	Tomografía computarizada
uH	Unidades Hounsfield

ÍNDICE DE TABLAS

T1 Comparativa CBCT vs TC convencional

T2 Descripción Variables respuesta

T3 Descriptiva de los volúmenes óseos

T4 Descriptiva de las dimensiones lineales

T5 Descriptiva de las variables densitométricas

T6 Descriptiva de las dimensiones del hueso SNd y SNi

T7 Correlación entre dimensiones de diferentes áreas

T8 Correlación entre volúmenes y densidades

T9 Detalle estudios volumétricos previos

ÍNDICE DE FIGURAS

Fig.1 Corte axial caudal del PPM

Fig.2 Corte axial medio del PPM

Fig.3 Corte axial cranial del PPM

Fig.4 Reconstrucción 3D del PPM

Fig.5 Corte axial caudal de ENA

Fig.6 Corte axial cranial de ENA

Fig.7 Reconstrucción 3D ENA

Fig.8 Corte axial caudal de SNd y SNI

Fig.9 Corte axial cranial de SNd y SNI

Fig.10 Reconstrucción 3D SNd y SNI

Fig.11 Reconstrucción 3D de todas las zonas estudiadas

Fig.12 Reconstrucción 3D región anterior del maxilar

ÍNDICE DE GRÁFICOS

- Gf. 1 Distribución de la muestra por género
- Gf. 2 Distribución de la muestra por edad
- Gf. 3 Medias y desviaciones de la variable Volumen
- Gf. 4 Medias y desviaciones de la variable Dimensiones lineales
- Gf.5 Medias y desviaciones de la variable Densidades óseas
- Gf. 6 Grado simetría diferentes valores SNd y SNI
- Gf.7 Grado simetría densidad SNd y SNI
- Gf. 8 Grado correlación densitometría entre las diferentes regiones estudiadas
- Gf. 9 Grado correlación de volúmenes entre las diferentes regiones estudiadas
- Gf. 10 Grado correlación de la variable altura entre las diferentes regiones estudiadas
- Gf. 11 Grado correlación variable profundidad entre las diferentes regiones estudiadas
- Gf. 12 Grado correlación variable anchura entre las diferentes regiones estudiadas
- Gf. 13 Relación entre variables demográficas y volumen del PPM
- Gf. 14 Relación entre variables demográficas y volumen de ENA
- Gf. 15 Relación entre variables demográficas y volumen del SN
- Gf. 16 Comparativa relación entre variables demográficas y volúmenes
- Gf.17 Gráficos de dispersión relación densidades y volúmenes
- Gf. 18 Relación entre variables demográficas y densidad del PPM
- Gf. 19 Relación entre variables demográficas y densidad de ENA
- Gf. 20 Relación entre variables demográficas y densidad del SN

INTRODUCCIÓN

1. INTRODUCCIÓN

Hoy en día, los pacientes no solamente desean la rehabilitación fija de sus dientes perdidos sino también exigen un grado elevado de estética y funcionalidad¹.

Para satisfacer estos objetivos, la presencia de unos adecuados volúmenes de tejido óseo y encía son cruciales. Sin embargo, tras la pérdida de un diente, el proceso alveolar queda afectado de tal modo que la necesidad de injertar la zona resulta un hecho frecuente².

Aunque la investigación y el desarrollo de aloinjertos, xenoinjertos y materiales aloplásticos han aumentado notablemente las posibilidades de nuestros tratamientos, el hueso autólogo es considerado, en muchos de los casos, como el injerto de primera elección³⁻⁶.

Para escoger qué zona dadora de injerto es la más apropiada para cada defecto, hay que tener en cuenta diferentes factores. Entre ellos, su localización, calidad, cantidad y morfología del injerto necesario y posibles complicaciones per y postoperatorias⁷.

La técnica exploratoria más eficaz disponible hoy en día para analizar un volumen óseo intrabucal es la tomografía computarizada reformateada para un soporte informático que nos permita hacer las mediciones que deseemos⁸.

Sin embargo, pocos estudios analizan las zonas dadoras de injertos óseos intrabucales^{1-2,9-10}, y tan sólo uno de reciente publicación combina el uso de tomografía computadorizada de haz cónico (CBCT) y mediciones volumétricas precisas siguiendo un método claro y reproducible¹¹.

La región anterior del maxilar ha sido considerada tradicionalmente como una zona receptora de injertos óseos. Son muy pocos los estudios que la han apreciado como una zona dadora¹²⁻¹⁵.

Hasta día de hoy, tres zonas se han descrito en la literatura donde obtener injertos óseos de la región anterior del maxilar: proceso palatino del maxilar (PPM), espina nasal anterior (ENA) y hueso subnasal (SN).

Basado en la metodología y resultados obtenidos en nuestro estudio piloto previo¹¹, el propósito de este nuevo estudio es valorar de un modo organizado, preciso y reproducible el volumen óseo, morfología y densidad disponible en la región anterior del maxilar como zona dadora de injertos óseos intrabucales mediante un análisis radiológico en pacientes con CBCT (i-CAT[®], Imaging Sciences International, Inc, Hatfield, PA) y cálculo con el software Simplant[®] (versión 16.0 Pro, Materialise Dental, Leuven, Belgium)

OBJETIVOS

2. OBJETIVOS DEL ESTUDIO

2.1 OBJETIVO PRINCIPAL

- Analizar volumétricamente las diferentes zonas dadoras potenciales de injerto óseo de la región anterior del maxilar previamente descritas en la literatura (proceso palatino del maxilar, espina nasal anterior y hueso subnasal) mediante CBCT y cálculo con software específico

2.2 OBJETIVOS SECUNDARIOS

- Analizar morfológica y densitométricamente el hueso presente en las diferentes zonas dadoras de injerto intrabucales de la región anterior del maxilar (proceso palatino del maxilar, espina nasal anterior y hueso subnasal)
- Comparar los resultados obtenidos entre las diferentes zonas dadoras de injerto de la región anterior del maxilar (proceso palatino del maxilar, espina nasal anterior y hueso subnasal)
- Comparar los resultados obtenidos estratificados según las variables género y edad
- Realizar mediciones lineales para las tres zonas de estudio que faciliten su entendimiento y uso como zonas donantes de injerto óseo

MARCO TEÓRICO

3. MARCO TEÓRICO/ FUNDAMENTOS

El estado de la cuestión se desarrolla mediante un primer apartado donde se describen los aspectos teóricos fundamentales relacionados con el trabajo y un segundo apartado donde se realiza una revisión bibliográfica que permita conocer cuáles son los estudios publicados hasta la actualidad y relacionados con nuestro objetivo. De este modo se ilustra la poca información que existe sobre el análisis de la región anterior del maxilar como zona donante de injertos óseos, justificando así este trabajo.

3.1 Aspectos teóricos

La necesidad de utilizar injertos óseos para la reconstrucción del área bucal y maxilofacial ha ido en aumento en los últimos años. Aunque la investigación y el desarrollo de aloinjertos, xenoinjertos y materiales aloplásticos han incrementado notablemente las posibilidades de nuestros tratamientos, el hueso autólogo es considerado, en muchos de los casos, como el injerto de primera elección³⁻⁵.

Grandes defectos de los maxilares nos obligan a obtener injertos autólogos de zonas extrabucales: cresta ilíaca, tibia o parietal entre otros. Aun así los injertos de origen intrabucal, si la situación lo permite, serán preferibles por su origen embriológico, menor morbilidad, tiempo invertido y coste^{1,16}.

El hecho de que sea preferible actuar en la zona intrabucal, y que ésta es a su vez, una fuente limitada en volumen óseo, justifica plenamente la búsqueda de nuevas zonas intrabucales que nos permitan tomar nuevos injertos óseos.

El uso de la región anterior del maxilar como zona donante de injertos óseos apenas se ha tenido en cuenta hasta hoy en la literatura. Las muestras de estos estudios son pequeñas, sobre cráneos secos² y basándose en puntos

craneométricos¹⁷ o relacionando el biotipo craneofacial con el grosor óseo del paladar¹⁸.

Cabe destacar que muchos autores han resaltado no sólo la limitación del volumen de los injertos intrabucales sino también la gran variabilidad que hay entre los distintos individuos^{18,19}. Este hecho obliga, por tanto, a la realización de un análisis preciso de cada paciente.

Las técnicas exploratorias convencionales, como el examen clínico, ortopantomografía o cefalogramas no nos aportan suficiente información para determinar con exactitud el volumen óseo disponible en la región palatina⁵.

Así pues, la mejor técnica exploratoria que disponemos hoy en día para analizar un volumen óseo intrabucal es la tomografía computarizada (TC) reformateada para un soporte informático que nos permita hacer las mediciones que deseemos⁸.

Aun así, los TC convencionales son costosos, poco ergonómicos, confinados en medios hospitalarios o centros radiológicos y emiten una radiación innecesaria en la cabeza y cuello del paciente; cuando en realidad, en muchas ocasiones, tan sólo se requiere el estudio de una pequeña zona del área bucal.

El uso de CBCT especializados en el área dentomaxilofacial ha supuesto un avance más respecto a los TC convencionales por su mayor precisión, menor coste, radiación, accesibilidad y corta duración del escáner.

Nuestro objetivo principal en este trabajo es valorar de un modo organizado, preciso y reproducible el volumen óseo disponible en esta zona mediante un estudio radiológico en pacientes con CBCT y cálculo con el software específico Simplant[®].

3.1.1 Justificación de los injertos óseos

Desde que el profesor Brånemark trató el primer paciente con implantes dentales a principios de los años 60, las técnicas y materiales en implantología han seguido una constante evolución. Hoy en día, nuestros pacientes no solamente desean la rehabilitación fija de sus dientes perdidos sino también exigen un grado elevado de estética y funcionalidad²⁰.

Para satisfacer estos objetivos, la presencia de unos adecuados volúmenes de tejido óseo y encía son cruciales. Sin embargo, tras la pérdida de un diente, el proceso alveolar queda afectado de tal modo que la necesidad de injertar la zona resulta un hecho frecuente²¹.

En la región anterior del maxilar, el hueso alveolar se remodela muy rápidamente tras la pérdida del diente; se pierde el 25% del volumen durante el primer año y el 40-60% dentro de los tres primeros años, mayoritariamente a expensas de la cara vestibular²¹. Por lo tanto si consideramos una cresta de 8mm de base, y un implante de 4mm de diámetro para restaurar el diente perdido más un perímetro alrededor del implante de 1.5-2 mm de hueso, será bastante previsible necesitar un injerto óseo tan sólo un año después de la pérdida del diente. Otros estudios son aún más desalentadores y resaltan que las reabsorciones más cuantiosas suceden durante el primer año y mayoritariamente se concentran en los tres primeros meses tras la exodoncia: exactamente se pierde el 50% de la anchura ósea durante el primer año, ocurriendo las 2/3 partes durante los 3 primeros meses²²⁻²³.

Además, en muchas situaciones el motivo de la pérdida del diente incluye también pérdida ósea alrededor de él: traumatismo, fractura radicular, periodontitis grave, lesiones quísticas... siendo seguramente inevitable el injerto.

En un estudio retrospectivo, Bornstein et al.²⁴ analizaron las características de los pacientes tratados con implantes dentales durante tres años consecutivos (2002-2004). Hallaron que el 40% de los implantes fueron

insertados en el frente anterosuperior (de primer premolar superior derecho a primer premolar superior izquierdo). Además el 51,7% de los 1817 implantes analizados necesitaron algún tipo de regeneración ósea.

Cabe destacar que existen diferentes injertos óseos según su origen y respuesta inmune que provocan⁶:

- **Autógenos, autólogos o autoinjertos:** Es hueso tomado de una zona anatómica (dadora de injerto) y transplantado a otra zona (receptora del injerto) en el mismo individuo, asociado habitualmente a un segundo sitio de intervención para poder obtenerlo. Pueden ser libres o vascularizados.²⁵
- **Alógenos, aloinjertos u homoinjertos:** Son injertos tomados de otro individuo de la misma especie²⁶, generalmente de cadáveres. Un isoinjerto pertenecería a un sujeto genéticamente muy semejante al receptor (un hermano gemelo)²⁷.
- **Heterogéneos, heteroinjerto o xenoinjertos :** Son injertos tomados de otra especie. Comúnmente de origen bovino, porcino o equino.
- **Aloplásticos o sintéticos:** Consisten en materiales sintéticos inertes de tipo cerámicos (fosfato tricálcico - hidroxiapatita - polímeros) y metálicos (titanio - cobalto - cromo -cobalto - molibdeno y acero).

3.1.2 Justificación de los injertos autólogos

Tras la transfusión sanguínea, los injertos óseos son la técnica de trasplante más común²⁷. Para alcanzar resultados óptimos, es necesaria una adecuada selección de los materiales, la técnica quirúrgica y la temporización de las diversas fases²⁸.

La investigación sobre el comportamiento de los injertos y la biología ósea sigue un constante desarrollo. Los sustitutos óseos han evolucionado hasta hoy ofreciendo cada vez mejores características y resultados^{4-5,29}.

Aun así, un aspecto importante a tener en cuenta a la hora de escoger el tipo de injerto que deseamos utilizar es su calidad biológica: origen embriológico, morfología, componentes celulares y composición bioquímica de la matriz extracelular¹⁶.

Los injertos óseos tienen ciertas propiedades fisiológicas que les permiten favorecer la regeneración. En una primera etapa aportan células progenitoras y en una segunda fase inducen la proliferación de células del huésped. La estructura de tales injertos actuará también como andamiaje para el desarrollo de tales etapas. Estas propiedades de incorporación al lecho donde será insertado son: *osteogénesis*, *osteoinducción* y *osteoconducción*³⁰.

El hueso autólogo es hasta hoy el único que cumple las dos etapas y reúne las tres condiciones: osteogénico, osteoinductor y osteoconductor¹⁵. Esto le confiere características únicas como mayor rapidez de revascularización y consolidación³¹, menor tendencia a la infección, eliminación de problemas de histocompatibilidad y menor coste de material.

Siguiendo la misma línea, otros autores sostienen que los injertos autólogos siguen siendo el “gold standard” en la reconstrucción de la región maxilofacial por sus propiedades osteoinductivas, osteoconductoras y no inmunogénicas¹⁰¹. También consiguen resultados más rápidos y predecibles en cuanto a calidad y cantidad ósea¹⁰².

Existen otros motivos a tener presentes por los que usar injertos autólogos tales como eliminación de problemas de histocompatibilidad o de transmisión potencial de diferentes tipos de virus y también un menor coste de material. Además, el injerto de hueso autólogo también excluye el rechazo al tratamiento por motivos religiosos o creencias diversas que pudieran tener algunos pacientes.

Por el contrario, normalmente incluye una zona dadora del injerto diferente a la receptora (extra o intrabucal) aumentando la morbilidad y riesgo

de complicaciones propias de la obtención del injerto: daño a nervios, a dientes vecinos o infecciones.

3.1.3 Justificación de los injertos intrabucales

Para escoger qué zona dadora de injerto es la más apropiada para cada defecto, hay que tener en cuenta diferentes factores. Entre ellos, su localización, calidad, cantidad y morfología del injerto necesario y posibles complicaciones per y postoperatorias⁷.

Los injertos intrabucales permiten, generalmente, procedimientos más cortos, evitan la necesidad de anestesia general y están asociados a pocas complicaciones y a un postoperatorio con menor discomfort³².

Una característica común de los injertos intrabucales es su osificación de origen intramembranoso (mineralización directa de la matriz orgánica), típico del esqueleto craneofacial. Este rasgo les confiere ciertas particularidades en contraposición a los injertos con osificación de origen endocondral (formación de un cartílago hialino previo a la osificación final) como son la cresta ilíaca, tibia o costilla.³³⁻³⁴

Así pues, se ha relacionado un mayor índice de éxito en los injertos de origen intramembranoso tanto con la rehabilitación posterior con implantes o sin ellos. Jensen et al.³⁵ reportan una tasa de éxito de los implantes del 94% con un seguimiento hasta 5 años usando injertos de mentón. En una revisión de Brugnamì³² revela entre un 25-86% de éxito de los implantes insertados en hueso de origen endocondral.

Por otro lado, se ha descrito una menor y más lenta reabsorción de los injertos tipo onlay de origen intramembranoso respecto a los endocondrales que muestran un comportamiento muy variable en el tiempo³⁶⁻³⁷. Sobre todo a partir de los tres meses tras el injerto³⁸.

Koole³⁹ propuso que la más rápida revascularización que consiguen los injertos autólogos de mentón permite una menor reabsorción del injerto. Esta observación se podría explicar por el mismo origen embriológico (ectomesénquima) de las zonas donantes y receptora. Aun así se sugieren más estudios para entender las diferencias, si es que las hay, en la fisiología de los injertos de origen endocondral e intramembranoso⁹.

Siguiendo así la línea de los autores previamente mencionados, Yeung¹² resume que los injertos de origen intrabucal sufren menos reabsorción, mejor revascularización y mayor incorporación al lecho receptor.

Por otro lado, se ha sugerido el empleo de membranas para demorar ambas reabsorciones siendo más recomendable en los de origen endocondral. Aunque algunos autores concluyeron en sus estudios que encontraron suficientes motivos para utilizar membranas para prevenir la reabsorción del injerto, una revisión sistemática de la literatura de Gielkens et al.⁴⁰ reveló que la evidencia disponible es demasiado débil aún para apoyar firmemente este procedimiento, ya que muchos de estos estudios no estaban controlados³⁸.

Los injertos intrabucales más descritos en la literatura son los procedentes del mentón⁹ y rama y cuerpo mandibular¹⁰. También se han sugerido tuberosidad del maxilar⁴¹, hueso cigomático¹, apófisis coronoides⁴² y torus y exóstosis⁴³.

Sorprendentemente, en un artículo de revisión publicado recientemente³² donde se valoran las diferentes zonas intrabucales dadoras de injerto ni se menciona la posibilidad de obtener un injerto de nuestra zona de estudio: la región anterior del maxilar.

3.1.4 La región anterior del maxilar

Tradicionalmente la región anterior del maxilar ha sido entendida como una zona receptora de injertos óseos. Muy pocos artículos la han considerado zona dadora.

Hasta día de hoy, tres zonas se han descrito para la toma de injertos óseos de la región anterior del maxilar: proceso palatino del maxilar^{2,11,15}, espina nasal anterior¹³⁻¹⁴ y hueso subnasal^{12,44}. La primera con un abordaje palatino, y las restantes mediante abordaje vestibular.

3.1.5 Descripción anatómica del maxilar anterior

El maxilar es un hueso par que forma la mayor parte del tercio medio del esqueleto facial del esqueleto facial. Contiene ambos senos maxilares. Se articula con el maxilar opuesto, los huesos frontal, esfenoides, nasal, vómer, etmoides, cornete nasal inferior y los huesos palatino, lacrimal, cigomático y cartílago del tabique nasal⁴⁵.

Consta de un cuerpo y cuatro apófisis: frontal, cigomática, palatina y alveolar. De ellas, la alveolar y la palatina serán el objeto de nuestro estudio.

La apófisis palatina del hueso maxilar se extiende medialmente para formar la mayoría del paladar duro (3/4 anteriores) y del suelo nasal (en su cara superior). Se articula con la apófisis palatina del lado opuesto (rafe medio) y con la lámina horizontal de los huesos palatinos (1/4 posterior) en la sutura palatina transversa. En la porción anterior se localiza el agujero incisivo que da paso a las ramas terminales de los vasos esfenopalatinos y del nervio nasopalatino. Éste último proporciona inervación sensitiva para la encía y mucosa palatinas del área anterior a los premolares⁴⁶.

La apófisis palatina se engruesa progresivamente desde el borde posterior hacia adelante. Anteriormente la apófisis palatina confluye con la apófisis alveolar que rodea las raíces de los dientes anteriores⁴⁷.

Entre la cortical alveolar vestibular, la bóveda palatina y el suelo de las fosas nasales, existe una cantidad de hueso esponjoso en la zona intermedia, dado por la distinta dirección que presentan dichas estructuras.

En relación a la finalización del crecimiento en esta zona de estudio Knott et al.⁴⁸ en 1970, realizaron un estudio donde observaron que en las mujeres adolescentes de 15 a los 17 años la remodelación dentoalveolar parecía haber terminado su actividad.

3.1.6 Técnicas de estudio de los maxilares

Junto a la anamnesis y exploración clínica, el estudio radiológico resulta fundamental para realizar un buen diagnóstico. La introducción de la ortopantomografía al inicio de los años 1960 supuso una gran herramienta para los facultativos que permitía obtener en una sola imagen una visión completa de los maxilares y estructuras adyacentes. Aun así tales imágenes bidimensionales siguen arrastrando una serie de limitaciones: magnificación, distorsión, superposición o una mala representación de la estructuras⁴⁹. Además conllevan una interpretación subjetiva de parte de la información supeditada necesariamente a la información previa de los antecedentes del paciente, y al grado de conocimiento y experiencia del facultativo⁵⁰.

El estudio del proceso palatino del maxilar mediante puntos craneométricos sobre cráneos secos también ha resultado ser confuso, poco preciso y poco reproducible. Martínez et al.¹⁸ denuncian la imposibilidad de comparar sus resultados con los obtenidos por otros autores dada la falta de un patrón de puntos craneométricos que deban ser utilizados como referentes para medir el ancho, largo y altura del paladar. Además, mencionan que la técnica es poco reproducible puesto que no todos los cráneos poseen todos

los puntos craneométricos establecidos para dicha medición y por tanto conlleva a errores de cálculo.

La cefalometría permite determinar la tridimensionalidad tanto de la cabeza como de la cara. Para medir las proporciones del esqueleto cráneo facial, se necesitan teleradiografías laterales, posteroanteriores y de base de cráneo-cara. Sin embargo, se ha observado un mayor porcentaje de error utilizando este sistema bidimensional, prefiriéndose así el estudio tridimensional. Estas proyecciones bidimensionales son de proyección central, inevitablemente con superposiciones. Esto lo confirmaron Wehrbein et al.⁵¹ en su estudio de 12 pacientes, donde concluyeron que el grosor del paladar era mayor a lo observado en la cefalometría al controlar clínicamente los implantes. De hecho, el grosor del paladar era al menos 2mm mayor a lo detectado en cefalometría. Esto se atribuyó a la diferente magnificación producida en las imágenes, pues dependía de las distintas distancias objeto-placa con las que estas estructuras anatómicas se encontrasen.

Son muchos los autores que han subrayado la necesidad de desarrollar otros métodos a los descritos anteriormente para medir el volumen óseo disponible en la apófisis palatina del hueso maxilar^{18-19,52}.

Las técnicas exploratorias convencionales, como el examen clínico, ortopantomografía o cefalogramas no nos aportan suficiente información para determinar con exactitud el volumen óseo disponible en la región palatina¹⁹.

El descubrimiento y el desarrollo de la TC revolucionó el diagnóstico por la imagen en medicina. La TC es una técnica digital y matemática de diagnóstico por imagen, que origina cortes tomográficos en los que cada capa no está contaminada por estructuras borrosas procedentes de la anatomía adyacente. No obedece a proyección central sino a retroproyección. Además permite la diferenciación y cuantificación de las radiodensidades de tejidos blandos y duros⁵³ razón por la cual inicialmente se le llamó Tomografía axial computadorizada densitométrica.

Desde que en 1972, el Dr. Godfrey Hounsfield describió y realizó la primera Tomografía Axial Computarizada (TAC) hasta la actualidad, se han introducido muchos cambios. Casi todos ellos están encaminados a acortar el tiempo de barrido que permite estudios dinámicos, mejora de la resolución espacial y de contraste y, en los últimos tiempos, utilización de métodos de reducción de la dosis absorbida por el paciente, dado que el gran número de imágenes necesario para las reconstrucciones tridimensionales suponen una dosis para el paciente superior a la de los equipos más antiguos (más imágenes).

En una TC helicoidal la fuente emisora de rayos X rota continuamente mientras se produce un desplazamiento longitudinal constante de la mesa sobre la que yace el paciente, emitiendo un haz plano fino (fan beam)⁵⁴. El haz queda atenuado por el paciente y percute, al salir, detectores de ionización (xenon) o, en los equipos más modernos, detectores de estado sólido, que en función de la radiación recibida emiten una señal eléctrica que es digitalizada, enviada y almacenada en un ordenador.

Tras un movimiento de rotación angular y de traslación (factor de desplazamiento o pitch) se ejecuta una nueva medición, hasta que la región de interés queda cubierta⁵⁵. La imagen se obtiene a través de complicados algoritmos matemáticos, en los que se tiene en cuenta la radiación inicial, y los datos de radiación obtenidos por los detectores que se encuentran en el lado opuesto al tubo.

Estos cálculos dan el coeficiente de atenuación del paciente en cada punto, y posteriormente serán representados con una intensidad luminosa concreta en cada punto de la pantalla (píxel) dentro de una escala de grises.

La imagen obtenida en la pantalla de visualización dependerá siempre de las densidades (altura y anchura de ventana) escogidas por el radiólogo, partiendo de 4000 valores para una sola capa de la escala Hounsfield almacenadas en el ordenador (de +3000 para hueso se pasa a -1000 para el aire, asignando siempre al agua un valor de cero)⁵⁵. Si colocamos el Centro de

la Ventana (también llamado nivel o *level* en inglés) arriba y su amplitud (ventana o *window* en inglés) es pequeña, estaremos potenciando la visualización de las zonas más densas y prácticamente no visualizaremos las partes blandas. Si por el contrario lo colocamos abajo, y también con poca amplitud, potenciaremos la visualización de las partes blandas no seremos capaces de visualizar bien las densidades altas (hueso, metal, etc.). Ésta sigue siendo una ventaja de los TC convencionales respecto a los CBCT.

Pueden hacerse combinaciones de todo tipo, ampliando la ventana disminuyéndola, subiendo o bajando su centro. De tal forma que nos permita visualizar las estructuras que nos interesen, teniendo en cuenta que hemos adquirido todos los datos digitalmente, por lo que podemos manipularlos según lo necesitemos.

La TC y la CBCT proporcionan un medio único de análisis tras la toma de las imágenes mediante el reformateado de sus datos. Toda esta información se puede exportar en archivos formato DICOM (**D**igital **I**maging and **C**ommunications in **M**edicine) haciendo compatibles todas la imágenes médicas⁵⁶, de forma que se les pueden aplicar diferentes procesados para, incluso, a partir de las imágenes de las secciones transversales, realizar reconstrucciones anatómicas tridimensionales.

Hoy en día, diferentes software tales como Simplant[®] nos permiten navegar en este campo tridimensional. Aquí el avance es doble, no sólo pasamos del estudio radiológico bidimensional al tridimensional (con todas la ventajas que nos ofrece), sino que además nos permite manipular toda esta información, de forma exacta y precisa: seleccionar zonas específicas de estudio o descartar estructuras que nos incomoden para ello, medición de alturas, anchuras, volúmenes, distancias, ángulos, densidades, nivel de escala de grises, colores, planificación de implantes o visualización de un mismo punto en los tres planos del espacio a la vez.

3.1.7 CBCT

La primera unidad fue generada en Italia (1977) por el fabricante New Tom. Al igual que la TC, nuevas generaciones se han sucedido. Representa la mejor técnica exploratoria que disponemos hoy en día para analizar un volumen óseo intrabucal y nos permite hacer las mediciones sobre cualquier plano de corte.⁸

Los TC convencionales son costosos, poco ergonómicos, confinados en medios hospitalarios o centros radiológicos y emiten una radiación innecesaria en la cabeza y cuello del paciente; cuando en realidad, en muchas ocasiones, tan solo se requiere el estudio de una pequeña zona del área bucal.

El uso de los CBCT especializados en el área dentomaxilofacial ha supuesto un avance más respecto a los TC convencionales por su mayor precisión y menor coste y radiación. Las características generales de ambos quedan reflejadas en la Tabla 1.

	CBCT	TC Convencional
Voxel	Isotrópico	Anisotrópico
FoV	5x3'8 - 23x26cm	-
Densidad	Relativa. Escala de grises	u.H
Dosimetría	50-150µS	≥1070 µS
Habitáculo	Reducido	Grande
Coste	Menor	Mayor

Tabla 1. Comparativa de CBCT vs TC convencional enunciada por Dr. F. Finestres en curso de formación continuada. C.O.E.C. 08-11-14. Fuentes⁵⁷⁻⁵⁹

Los CBCT emiten un rayo X en forma de cono (cone beam) en lugar de un haz en forma de abanico fino (fan beam) como hacen los tomógrafos computarizados convencionales. Después de que este haz atraviese al paciente, la radiación remanente es capturada por un intensificador de luz (en

unos equipos) o por un detector de panel plano de silicio amorfo (en casi la totalidad de los equipos más modernos). Este panel transforma los fotones X, en fotones luminosos, que son captados por una matriz TFT (thin film transistor) que los transforma en electrones (señal eléctrica). De este modo se trata de evitar imágenes de remanencia que podrían superponerse al lograr alrededor de 600 imágenes en tan solo un giro de 14 segundos.

La gran ventaja de la CBCT con relación a los TC convencionales, es la importante reducción de la dosis inherente al tipo de radiación utilizada: mientras que en los TC convencionales la radiación es continua durante todo el examen, los CBCT utilizan radiación pulsada, es decir, hay tantos disparos de RX como imágenes bidimensionales se obtienen.

Al reducir los tiempos de exposición también se disminuye la probabilidad de aparición de artefactos por movimiento del paciente. También se han descrito una disminución de los artefactos en banda (streak artefacts) producidos por los metales presentes en la exploración.⁶⁰

El diámetro de cono (FoV) oscila entre los 4 y hasta 30 cm y expone la cabeza del paciente con tan sólo un giro capturando de 160 a 599 imágenes bidimensionales. Estas imágenes son computarizadas para crear un volumen cilíndrico del cual se pueden extraer reconstrucciones planares o curvas en cualquier orientación del espacio. En este volumen, las densidades son calculadas en todas las localizaciones (vóxeles). Los vóxeles (unidad mínima volumétrica) son isotrópicos (con forma de cubo) y pueden llegar a ser de tan sólo 0.067mm. Se pueden generar tanto imágenes en 3D (tridimensionales) de hueso como de tejidos blandos.⁵⁴

Otra de las ventajas del CBCT respecto a los TC convencionales es la opción de ajustar las dimensiones del haz de radiación y del campo de visualización (FoV) al tamaño de la zona anatómica a explorar. De este modo se irradia tan sólo el área de interés (disminuyendo la dosis absorbida por el paciente), se disminuye tanto el tiempo de exposición como de almacenamiento y cantidad de información y se puede trabajar con mejor

resolución. Por otro lado no se exponen otras áreas indeseadas que, en el caso que así fuese, deben ser estudiadas en busca de algún hallazgo patológico⁵⁰. FoV amplios serán propios de estudios ortodóncicos, grandes rehabilitaciones implantológicas o cirugías ortognáticas. FoV estrechos pueden ser utilizados para visualizar la relación del nervio alveolar inferior con un tercer molar, la planificación de un implante unitario o un problema endodóntico.

Los CBCT son equipos con una pobre resolución en baja densidad pero demuestran una gran resolución entre objetos de alta densidad. Presentan una muy alta resolución espacial, que llega a 0,067 mm de tamaño de píxel, por lo que muestran particularmente bien los tejidos duros empleando mucha menos radiación que los TC convencionales. Estos últimos ofrecen una mayor resolución de bajo contraste siendo aún de primera elección cuando el análisis de cualquier tipo de tejido blando sea nuestro objetivo.⁶¹

Existen diferentes estudios donde se ha demostrado que el CBCT es un método preciso y fiable para determinar diferentes mediciones lineales y volumétricas de estructuras asociadas al área bucomaxilofacial.⁶²⁻⁶⁴

Hashimoto et al.⁶⁵ publicaron que la calidad de las imágenes obtenidas mediante un CBCT respecto a un TC fueron siempre superiores al estudiar estructuras como el hueso cortical y medular, esmalte, dentina, cavidad pulpar, lámina dura o el espacio del ligamento periodontal.

Por otro lado, Watanabe y col.⁶⁶ demostraron la superioridad de la calidad de las imágenes adquiridas con esta nueva tecnología frente a imágenes adquiridas con un tomógrafo computarizado convencional, sobre todo en el sentido longitudinal de las mismas; aunque nuevamente denunciaron sus limitaciones respecto al estudio de los tejidos blandos.

Otros autores también han publicado que los TC y los CBCT son capaces de mostrar de un modo similar estructuras como el foramen mandibular, canal mandibular, foramen mentoniano⁶⁷⁻⁶⁸ o incluso estructuras

más delicadas como canales mandibulares bífidos o canales accesorios mentonianos.⁶⁹

Los nuevos equipos reducen la ansiedad del paciente, al realizar el examen sentado o en bipedestación (no hay claustrofobia). Además la calidad de la imagen se ve mejorada ya que el paciente no se va deslizando mientras se le examina. No obstante, la principal desventaja, especialmente en FoV grandes, es la limitación en la calidad de la imagen por el ruido debido a las mayores cantidades de radiación dispersa detectadas.⁴⁹

El potencial de esta técnica radiológica no debe ser subestimado, de hecho, desde que se publicase en 1998 el primer artículo sobre los CBCT en la región bucomaxilofacial, el número de estudios en la literatura han aumentado de forma prácticamente exponencial.

A raíz de este éxito en la implantación y uso de los CBCT en las diferentes disciplinas odontológicas, la Academia Europea de Radiología Dentomaxilofacial (EADMFR) publicó en 2009 *Basic principles for use of dental cone beam CT* y el documento final se terminó en 2011. Esta guía se apoya en la evidencia científica publicada hasta ese momento para ofrecer unas directrices sobre la justificación y criterios de remisión para el uso de los CBCT. También describe factores en la reducción del riesgo de radiación para pacientes sometidos a CBCT, así como normas y garantías de seguridad y normas de protección del personal.

En resumen, la alta calidad de la imagen obtenida, la posibilidad de medida en cualquiera de las dimensiones del volumen, así como la reducción de la radiación y de los costes de fabricación, instalación, espacio y mantenimiento están extendiendo de manera exponencial el parque de equipos instalados, que en algunos casos combinan la obtención de imágenes panorámicas y cefalométricas convencionales o reconstruidas, junto con la imagen volumétrica del área dentomaxilofacial.

3.1.8 Densitometría

La relevancia de la evaluación prequirúrgica de la densidad ósea ha sido demostrada hace ya dos décadas. Las propiedades mecánicas del hueso son un factor importante para la oseointegración, puesto que determina la estabilidad primaria del implante⁷⁰. Además, varios estudios han mostrado la relación existente entre una alta densidad ósea y un alto índice de éxito con implantes⁷¹⁻⁷⁴.

La TC convencional es una prueba fiable para medir la densidad ósea para el estudio previo a la terapia con implantes^{71,73-75}. Las diferentes unidades de TC que hay en el mercado pueden ser calibradas (-1000 para el aire, 0 para el agua) de tal modo que sus valores con unidades Hounsfield (uH) son reproducibles para todos ellos⁷⁶.

En los CBCT, el grado de atenuación de los rayos X se muestra en una escala de grises (valor del vóxel). No obstante, los CBCT no permiten ser calibrados del mismo modo que los CT convencionales. Los valores del CBCT vienen predeterminados por cada uno de sus diferentes fabricantes⁷⁷, haciendo mucho más compleja, sino inexacta, la comparación de los resultados entre distintos equipos CBCT.

Aunque algunos estudios han mostrado una fuerte relación entre las uH y los valores en escala de grises⁷⁸⁻⁸⁴, cabe subrayar que en realidad se trata de valores diferentes debido sobre todo al mayor ruido, radiación dispersa y endurecimiento de cono presente en los CBCT^{78,80,85}.

Así pues, aunque algunos fabricantes y desarrolladores de software presentan la escala de grises como uH, es importante resaltar que esas medidas no son uH reales^{78,85}.

Algunos estudios han tratado de subsanar tales diferencias. Se han descrito métodos de corrección matemática de los valores obtenidos en escala

de grises usando como referencia coeficientes de atenuación de rayos X de materiales estándar⁷⁸⁻⁷⁹, de exámenes con TC convencional^{86,88}, o incluso con algoritmos de corrección durante o después de la adquisición de la imagen.^{87,88}

Aun así, en un artículo de revisión publicado recientemente⁸⁹ los autores concluyen que con la literatura disponible hasta la fecha se podría concluir que los CBCT no deben considerarse como el examen de elección para el estudio de la radiodensidad mineral ósea ni tampoco para la radiodensidad de tejidos blandos.

Así pues, las mediciones densitométricas mediante CBCT deben considerarse aproximaciones y se necesitan más investigaciones para equipararlas a las mediciones obtenidas en uH de los TC¹⁰³.

3.2 Bases bibliográficas

Hasta día de hoy, se han descrito tres zonas diferentes de la región anterior del maxilar para la obtención de injertos óseos. Éstas son: el proceso palatino del maxilar (PPM), la espina nasal anterior (ENA) y el hueso subnasal (SN). Cabe resaltar que la literatura es muy escasa en todas ellas.

El estudio del PPM ha sido el que ha mostrado más interés por motivos ortodóncicos^{19,90} y levemente como zona dadora de injertos óseos^{2,11,15}. La ENA ha sido objeto de algún estudio clínico mencionando su interés como zona dadora de pequeños injertos óseos o tratando de valorar la afectación del perfil estético tras su uso como zona dadora¹³⁻¹⁴. El SN tan sólo se ha descrito a propósito de un caso clínico como zona dadora¹² y posteriormente se publicó una variación del mismo⁴⁴.

3.2.1 Proceso palatino del maxilar

Bernhart et al.⁹⁰ en el 2000 utilizando TC dental midieron en 22 pacientes el grosor de este hueso y determinaron que la zona favorable para implantes ortodóncicos palatinos era 6 a 9 mm posterior al foramen incisivo y 3 a 6 mm de la línea media, evitando la sutura palatina anterior. Denuncian gran variabilidad de resultados entre sujetos. Cabe destacar que las mediciones en este estudio son lineales y no volumétricas.

Gahleitner et al.¹⁹ en el 2004 publican un artículo similar donde tratan de determinar si mediante TC dental es posible localizar un lugar adecuado en el paladar óseo para anclar microtornillos ortodóncicos. Para ello miden el grosor del paladar óseo en 32 pacientes y 12 puntos localizados 3, 6, 9 y 12 mm posterior al canal incisivo en tres zonas, medial, paramedial izquierda y paramedial derecha. Hallan que el paladar es más grueso a los 6mm, más en paramedial que en medial. También destacan la gran variabilidad demostrada entre los sujetos estudiados (hasta 16.9mm). Las mediciones en este estudio son lineales y no volumétricas.

Hernández Alfaro F. et al.¹⁵ en el 2005, publican una serie de diecisiete casos en los que utilizan una nueva técnica para obtener injertos de hueso en forma de bloques cilíndricos para restaurar defectos alveolares del maxilar anterior. Esta técnica se presenta con un abordaje sencillo, una técnica de obtención del injerto muy rápida mediante trefinas y cabe resaltar que la localización de la zona dadora es muy próxima a la receptora, disminuyendo notablemente tanto el tiempo de la cirugía como la morbilidad.

Hassani et al.² en 2005 son los primeros autores que denuncian la inexistencia de literatura previa que defina la cantidad y calidad ósea del paladar anterior orientado a la toma de injertos óseos. Valoran 21 cráneos secos, 9 de ellos edéntulos. Para ello practican una TC de cada uno de ellos (para conocer la altura ósea hasta el suelo nasal) y realizan una osteotomía de la zona con fresas de fisura y bola, dejando un margen de seguridad tanto para los dientes vecinos como para el agujero incisivo. La línea de penetración es paralela al eje de los dientes vecinos, y en el grupo de los edéntulos, perpendicular al hueso anterior del proceso palatino del maxilar. El volumen óseo medio obtenido en los pacientes dentados fue de 2.03ml y de 2.40ml para los edéntulos. Concluyen que aunque sus análisis estadísticos pierden significación por el bajo número de sujetos estudiados, la zona estudiada parece una buena zona dadora de injerto óseo por cantidad y calidad. Mencionan también la necesidad de más estudios que analicen la zona, la manera más adecuada de obtener el injerto y las complicaciones que puedan derivar de ello.

Moreira et al.¹⁷ en 2006 realizan un estudio biométrico de la bóveda palatina en cráneos secos. Comparan el método clásico de análisis biométrico del paladar contra fotografías digitales posteriormente analizadas con un software informático, usando puntos cefalométricos y ángulos. Destacan la facilidad y reproducibilidad del segundo así como la manejabilidad del tratamiento de datos.

Martínez et al.¹⁸ en 2007 utilizando 29 cráneos secos tratan de valorar si el paladar óseo es una zona adecuada para la toma de injertos. Para ello intentan establecer una correlación entre la altura facial superior (nasion-prostion) y el grosor del paladar óseo (a 6 y 9 mm distal al conducto incisivo en medial, y a 3 y 6mm en la zona paramediana izquierda y derecha). La correlación entre ambas no se pudo afirmar pero detectaron nuevamente, como Bernhart et al.⁹⁰ en el 2000 y Gahleitner et al.¹⁹ en 2004, una gran variabilidad del grosor del paladar óseo entre los sujetos estudiados. Recomiendan estudios imagenológicos avanzados para estudiar correctamente esta zona. Nuevamente, las mediciones en este estudio son lineales y no volumétricas.

Hassani et al.⁹¹ en 2009, publican a propósito de un caso, una nueva aplicación del injerto obtenido del proceso palatino del maxilar basándose en la técnica descrita anteriormente por Hernández-Alfaro et al.¹⁵ En este caso, utiliza una trefina de 5 mm de diámetro para obtener dos bloques cilíndricos con la particularidad de obtener el segundo dirigiendo la trefina por la mitad del primero. Obteniendo así, dos injertos en bloque cilíndricos en forma de media luna, una cóncava y otra convexa. El bloque cóncavo lo usa en forma de *onlay* adaptándolo a la forma del implante para cubrir el defecto vestibular. El otro bloque es prensado y colocado en el lecho quirúrgico lograr una mejor adaptación del primero.

Rodríguez-Recio et al.⁹² en 2010 presentan dos casos con injerto procedente del proceso palatino del maxilar. En el primer caso el injerto se emplea en forma de bloque tipo *onlay* para restaurar un defecto vestibular del 2.2. En el segundo caso el injerto obtenido es particulado para mezclar con xenoinjerto al 50% para una técnica de elevación sinusal. En esta ocasión los autores destacan la utilidad de no sólo realizar una tomografía computarizada para visualizar la zona donante sino también el uso de Simplant[®] para medir la cantidad de hueso presente y su densidad.

Bernades et al.¹¹ en 2013 publicamos por primera vez el análisis volumétrico del PPM combinando el uso de CBCT y software específico siguiendo un método claro y reproducible. Con una muestra de 20 CBCT

obtuvimos un volumen óseo considerable (media de $2,41\text{cm}^3 \pm 0,785$), incluso superior a otras zonas intrabucales previamente descritas, y por tanto concluimos que debería ser una zona dadora de injerto óseo a tener en cuenta en la regeneración de huesos maxilares atróficos.

3.2.2 Espina nasal anterior

Buser et al.¹³ en 2008 emplean la ENA como zona dadora junto con hueso mineral de origen bovino para rehabilitar un 2.1. Resaltan la comodidad de obtención mediante cinceles y raspadores óseos así como las bondades del hueso autólogo para cubrir espiras expuestas de implantes.

Cho et al.¹⁴ en 2012 estudian una serie de 15 casos para evaluar el posible cambio del perfil nasal estético tras la remoción de injertos en esta zona. Aseguran obtener injertos en bloque con un volumen de 0,25-0,5ml aunque no explican cómo hicieron tales mediciones. Concluyen que tan sólo en el postoperatorio inmediato existen diferencias de perfil, y que por el contrario, a los 6 meses no había diferencias significativas en ninguno de los parámetros evaluados.

3.2.3 Hueso subnasal

Yeung¹² en 2004 describe la obtención de hueso paranasal por debajo de la apertura piriforme para la regeneración horizontal de un defecto con la colocación de un implante en el 1.1 en el mismo acto quirúrgico. Destacan la facilidad y rapidez de su obtención y la nula morbilidad asociada. La única limitación que subrayan es la pequeña cantidad de hueso que pueden obtener mediante la trefina: bloques de 2-3mm de profundidad.

Peñarrocha et al.⁴⁴ en 2005 describen la obtención de los mismos bloques que Yeung para la preservación alveolar de un 1.2 y 2.2, y posterior colocación

de implantes. Los autores optaron por esta zona dadora por la facilidad de obtención y calidad de hueso.

HIPÓTESIS

4. HIPÓTESIS DE TRABAJO

4.1 Hipótesis nula (H_0):

La región anterior del maxilar no puede considerarse una zona dadora de injertos óseos intrabucales

4.2 Hipótesis alternativa (H_1):

La región anterior del maxilar sí puede considerarse una zona dadora de injertos óseos intrabucales

MATERIAL Y METODOS

5. MATERIAL Y MÉTODOS

El proyecto de investigación presente se basó en un estudio observacional transversal con un objetivo exploratorio descriptivo y analítico. El diseño del estudio fue *expost-facto* (no-experimental).

La población de estudio la formaron pacientes que ya fueron sometidos, por otros motivos, a exploración radiológica mediante i-CAT (Classic i-CAT scanner, Imaging Sciences International, Inc., Hatfield, USA) en la Clínica Odontológica Universitaria (CUO) de la Universidad Internacional de Catalunya (UIC). Los parámetros radiológicos empleados fueron 120Kv, 5mA, distancia por defecto de corte axial de 0,3mm y tamaño de vóxel 0,3mm. Precisamente para asegurar tales parámetros se obtuvo la muestra de CBCT de un modo consecutivo y en menos de 60 días.

No hubo relación directa o indirecta con pacientes y sus datos personales quedaron disociados en el estudio de los TC. Para asegurar esta disociación, a cada paciente de la muestra se le asignó un número (consecutivos del 1 al 100) siendo el número que figura en la hoja de recogida de datos. La relación entre los datos personales del paciente y el número de estudio quedó reflejada en una hoja aparte para posibles futuras auditorías, inspecciones o simple confirmación de la autenticidad de los datos obtenidos. En las historias clínicas revisadas se verificó que existiese el "Consentimiento informado" firmado por el paciente al que se le hizo el TC.

Criterios de inclusión:

- 1) El estudio CBCT debió explorar el maxilar completo.
- 2) Haber terminado el crecimiento (pacientes \geq 20 años).
- 3) Dentados de 1.4 a 2.4

Criterios de exclusión:

- 1) Alteraciones del crecimiento y desarrollo.
- 2) Neoplasias del paladar óseo.

- 3) Periodontitis crónicas avanzadas de 1.4 a 2.4.
- 4) Presencia de dientes incluidos en la zona de estudio.

El tamaño de la muestra fue $n=20$. El cálculo muestral se extrajo de nuestro estudio piloto previo sobre $n=20$, donde se obtuvo una desviación estándar de 0,785. Se planteó buscar el tamaño muestral necesario para que una diferencia media de $0,4 \text{ cm}^3$ en el volumen PPM de dos grupos fuera detectada como significativa por un t-test, con una potencia del 70% y utilizando para ello el dato de la desviación estándar del estudio previo.

El procedimiento consistió en desarrollar un sistema de medición reproducible que permitiese realizar las mediciones de cada zona de estudio, en cada uno de los componentes de la muestra mediante el programa Simplant® (versión 16.0 Pro, Materialise Dental, Leuven, Belgium).

Existen *softwares* específicos tales como Simplant® que se han desarrollado para potenciar las posibilidades de los CBCT. Estos programas son muy sofisticados y superan las características de los programas suministrados con el aparato CBCT. La mayoría de estos programas han sido creados para planificar tratamientos implantológicos o para estudios ortodóncicos; pudiéndose contrastar los tejidos blandos y duros o midiendo ángulos, distancias y volúmenes reales. El estudio de volúmenes óseos maxilares mediante CBCT y con la ayuda de Simplant® ya ha sido reflejado en la literatura.

El procedimiento empleado es exactamente el mismo que publicamos en un estudio previo¹¹ y se detalla a continuación. El siguiente párrafo se aplica a las tres zonas estudiadas.

Todos los estudios fueron exportados en formato DICOM para poder ser compatibles con el programa Simplant®. Tras la ejecución de Simplant® y abrir el archivo estudio a analizar, se delimitó en un corte sagital la zona de estudio, eliminando todas las imágenes no seleccionadas. Debido a que, por defecto, cada corte tenía un grosor inicial de 0,3 mm, se estableció como norma ignorar

dos cortes por cada corte estudiado; así pues, se obtuvo un espesor de corte de 0,9 mm. En el módulo *Segmentación* se creó una máscara marcando un punto de hueso de partida, se eliminaron zonas anatómicas restantes ajenas al estudio y se fijó una calidad máxima del 3D. En el módulo *Preparar la planificación* se habilitó una curva panorámica que facilitó las lecturas en los diferentes planos espaciales. Se instauró un margen de error de $\pm 0,1$ mm para todas las mediciones. Todas las mediciones se realizaron desde el plano axial en sentido caudal-craneal. Se fijaron tres límites de referencia para cada corte (margen anterior, posterior y laterales). Una vez concluidas las medidas de cada corte, se creó una superficie. La suma de todas ellas generó una imagen tridimensional de la zona estudiada, que permitió su análisis volumétrico.

Proceso palatino de maxilar. Mediciones volumétricas

Corte más basal: Base del paladar óseo.

Corte más craneal: Suelo nasal.

1) Margen anterior: Paredes palatinas de los dientes de 1.4 a 2.4. Se creó un margen de seguridad de 2mm alrededor de todos ellos. Para conseguirlo se marcó un punto situado en la zona media/palatina de cada diente, y también por mesial y distal en el caso en el que ya no se observara un diente vecino (propio de las raíces más largas de los caninos). También se creó un margen de seguridad alrededor del canal incisivo de 2mm. Para conseguirlo, esta vez se marcaron tres puntos alrededor del agujero incisivo (dos paramediales izquierdo y derecho, y uno medio posterior). Si en los cortes más craneales aparecieron los senos maxilares se fijó también un margen de 2mm de seguridad. Ante la ausencia de dientes (en los cortes más craneales) el margen anterior lo marcó la propia cortical vestibular.

2) Margen posterior: Bóveda palatina, nunca más allá de 1.4 y 2.4.

3) Márgenes laterales: Líneas proyectadas a distal de 1.4 y 2.4.

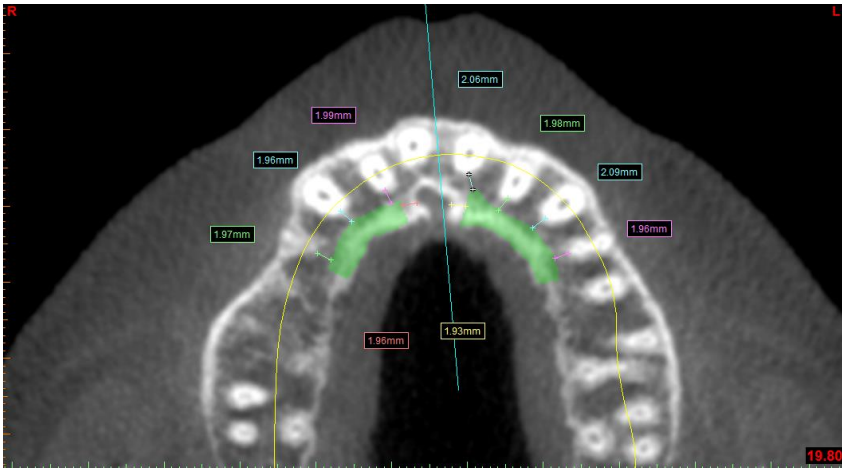


Figura 1. Corte axial caudal del PPM

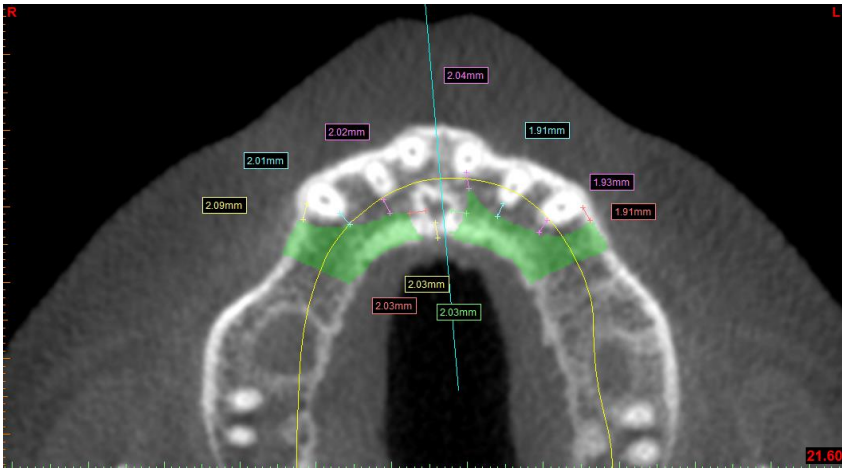


Figura 2. Corte axial medio del PPM

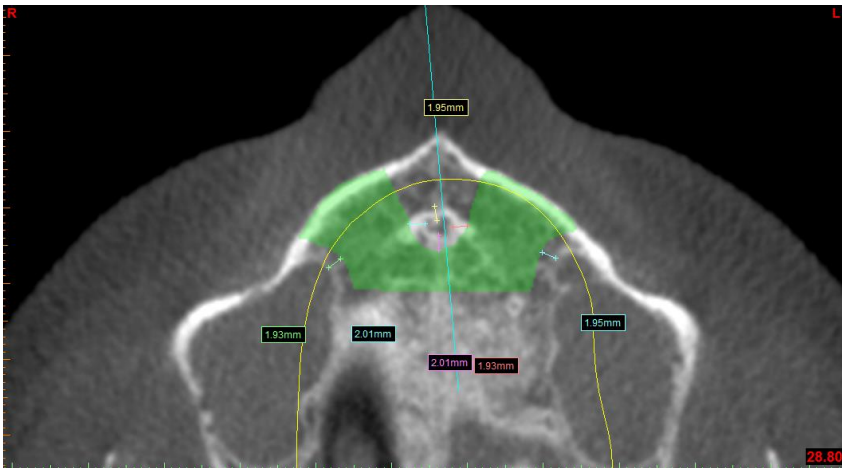


Figura 3. Corte axial craneal del PPM. Presencia de los senos maxilares

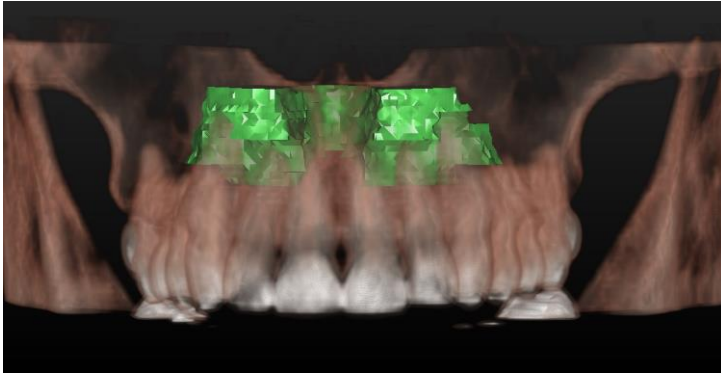


Figura 4. Reconstrucción 3D del PPM, visión frontal.

Espina nasal anterior. Mediciones volumétricas

Corte más basal: 2mm por encima de los ápices de los incisivos centrales superiores (ICS).

Corte más craneal: Suelo nasal.

1) Margen anterior: Cortical vestibular.

2) Margen posterior: 2mm por delante del canal incisivo.

3) Márgenes laterales: Líneas proyectadas a 2mm distal de los ápices de los ICS.

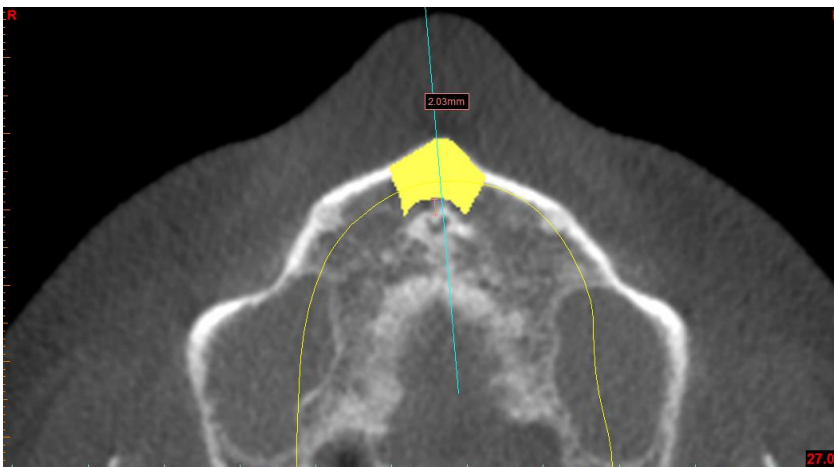


Figura 5. Corte axial caudal de la ENA

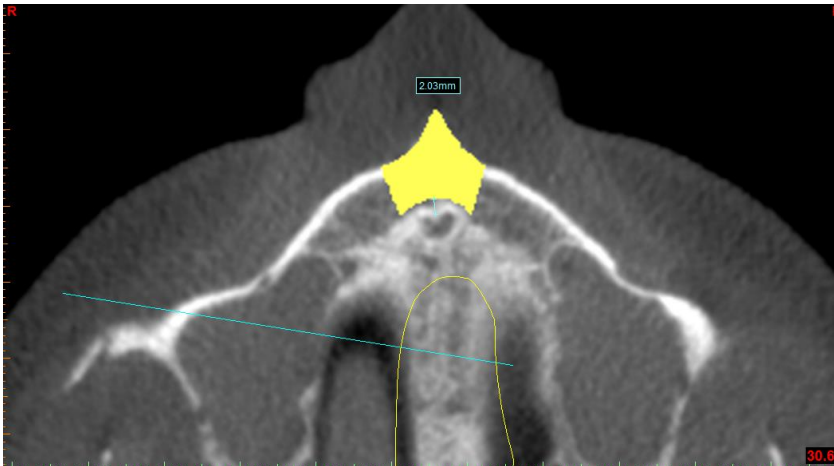


Figura 6. Corte axial craneal de la ENA

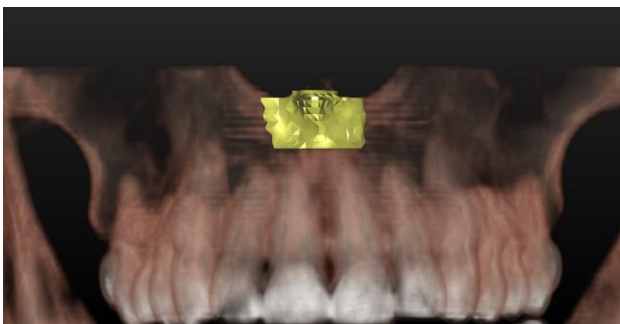


Figura 7. Reconstrucción 3D de la ENA, visión frontal.

Hueso subnasal. Mediciones volumétricas

Se estudió de forma bilateral independiente.

Corte más basal: 2mm por encima de los ápices de los incisivos laterales superiores (ILS)

Corte más craneal: Suelo nasal.

- 1) Margen anterior: Cortical vestibular.
- 2) Margen posterior: Bóveda palatina, nunca más allá de 1.4 y 2.4.
- 3) Márgenes laterales: Línea imaginaria proyectada entre las paredes distales de los ápices de los ICS (coincidiendo con el margen lateral establecido para la ENA) y las mesiales de los caninos superiores (CS). También se respetó un margen de seguridad entre tales dientes de 2mm.

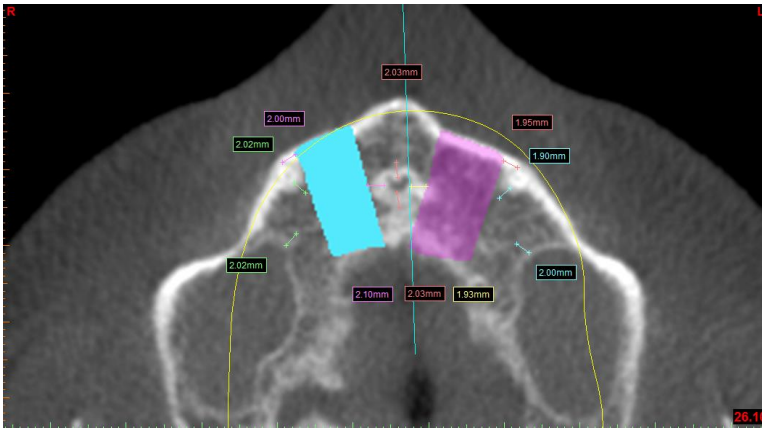


Figura 8. Corte axial caudal del SNd y SNi

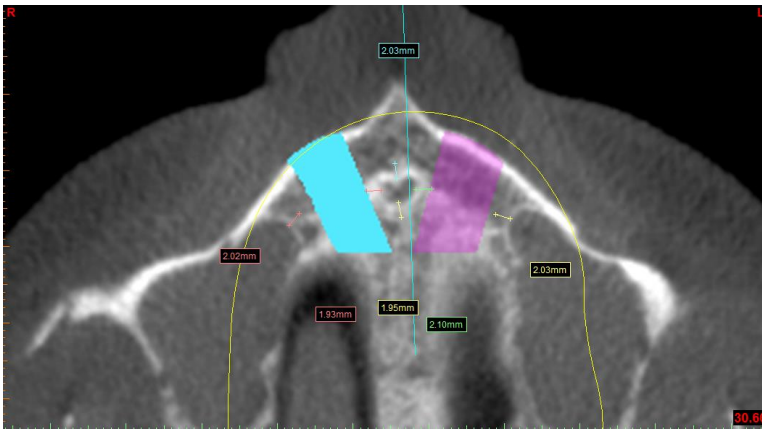


Figura.9. Corte axial craneal del SNd y SNi

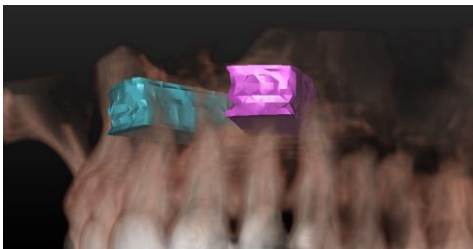


Figura 10. Reconstrucción 3D de los SNd y SNi visión frontal oblicua.

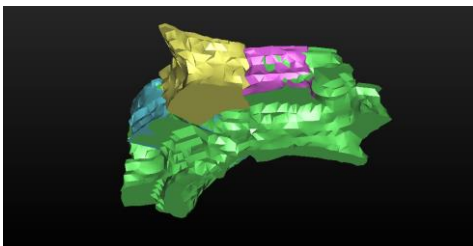


Figura 11. Reconstrucción 3D de todas las zonas estudiadas.

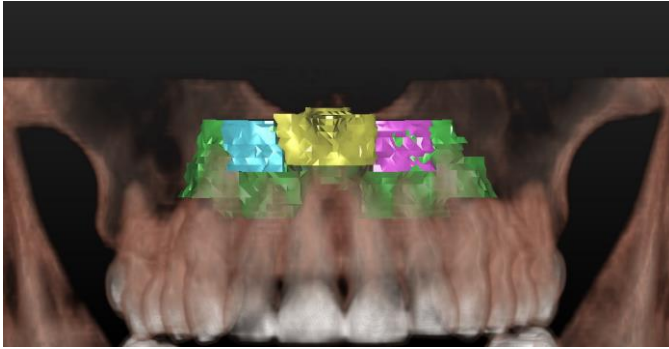


Figura 12. Reconstrucción 3D de todas las zonas estudiadas, visión frontal.

También se realizaron unas mediciones lineales en las tres zonas de estudio con el objetivo de facilitar su comprensión y utilización como zonas dadoras de injerto óseo.

Proceso palatino del maxilar. Mediciones lineales

Altura: Longitud en mm del corte más basal al más craneal del estudio volumétrico.

Espina nasal anterior. Mediciones lineales

Profundidad: Distancia mínima de la cortical vestibular al canal incisivo. Punto de inicio 2 mm por encima del ápice del ICS.

Altura: Longitud en mm desde el ápice del ICS hasta suelo nasal. Punto de inicio 2 mm por encima del ápice del ICS.

Anchura: Longitud en mm desde 2 mm distal del ápice del ICS dcho a 2 mm distal del ápice del ICS izq. Punto de inicio 2 mm por encima del ápice del ICS.

Hueso subnasal. Mediciones lineales

Profundidad: Longitud en mm desde la cortical vestibular hasta la bóveda palatina, nunca más allá de 1.4 y 2.4. Punto de inicio 2 mm por encima del ápice del ILS.

Altura: Longitud en mm desde el ápice del ILS hasta suelo nasal. Punto de inicio 2 mm por encima del ápice del ILS.

Anchura: Longitud en mm del ápice del CS al ICS (manteniendo margen de seguridad 2mm). Punto de inicio 2 mm por encima del ápice del ILS.

Mediciones densitométricas

Una vez obtenido el cálculo volumétrico en cada zona de estudio de cada paciente, el mismo programa calculó automáticamente la densidad media correspondiente a cada volumen.

Una vez registrados todos los resultados de las mediciones junto con las variables edad y género de los pacientes se aplicaron a una hoja de cálculo. Los resultados obtenidos se sometieron a un análisis estadístico (SPSS 15.01, IBM SPSS solutions, Armonk, NY, USA), tal y como se detalla a continuación.

Así pues, las variables respuesta de la investigación fueron todas las dimensiones lineales, volumétricas y densitométricas de la zona estudiada y se detallan en la tabla 2.

Tabla 2. Descripción variables respuesta

Volúmenes	Lineales	Densidades
PPM	Altura PPM	PPM
ENA	Profundidad, altura y anchura ENA	ENA
SN derecho	Profundidad, altura y anchura SNd	SN derecho
SN izquierdo	Profundidad, altura y anchura SNi	SN izquierdo

Se realizó un análisis descriptivo que contiene los estadísticos más relevantes para todas las variables de análisis:

- Media, desviación estándar, mínimo, máximo y mediana para las continuas
- Frecuencias absolutas y relativas (porcentajes) para las categóricas

Todas las tablas descriptivas aportan la información a nivel global; pero también segmentada por perfil del sujeto: sexo y edad.

Por tratarse de un estudio de carácter métrico, se proporcionaron también intervalos de confianza al 95% para la media de las diferentes dimensiones.

Se aplicó el test de Kolmogorov-Smirnov con corrección de Lilliefors para contrastar el ajuste a distribución normal de las variables respuesta.

El análisis bivalente englobó contrastes estadísticos necesarios para concluir sobre las hipótesis de la investigación:

- Coeficiente de correlación de Pearson: Se estima para cuantificar el grado de correlación lineal entre variables continuas, como son todas las dimensiones de estudio.
- Test t para muestras independientes: Se aplica para contrastar la homogeneidad de las dimensiones medias según el sexo, esto es, para evaluar el posible dimorfismo sexual de la métrica practicada. La homogeneidad de las varianzas se valora mediante prueba de Levene y, en caso negativo, se atendería a la corrección de Welch sobre el resultado del test t.
- Test t para muestras apareadas: Se emplea para evaluar la homogeneidad de las dimensiones contralaterales del hueso sub-nasal, esto es, la simetría morfométrica.

Se desarrolló un modelo estadístico de Regresión Lineal Múltiple para cada variable respuesta de volumen y densidad por zona. Los factores independientes fueron Edad y Género, valorándose también el efecto interacción. Se contrastó la hipótesis de explicabilidad nula de los factores (prueba F) y se estimó el coeficiente R^2 de determinación, como indicador de la calidad del ajuste. El modelo final incluyó forzosamente sexo, edad e interacción para controlar posibles efectos de confusión. Para el modelo óptimo se validaron las hipótesis de aplicabilidad habituales: normalidad de los residuos, homocedasticidad e incorrelación (Durbin-Watson).

El *nivel de significación* empleado en los análisis fue del 95% ($\alpha=0.05$)¹.

Para una confianza del 95%, un valor del coeficiente de correlación de Pearson de 0,3 (asociación débil-moderada) fue detectado como estadísticamente significativo con una potencia de 0,87 en la muestra actual (n=100).

Para una prueba t-test, con un nivel de confianza del 95% y considerando un tamaño del efecto a detectar de 0,5 (medio), la potencia alcanzada es 0,71 en la muestra actual.

El tiempo necesario para hacer la selección de los CBCT de los pacientes, mediciones volumétricas, densitométricas y lineales mediante Simplant® y posterior procesado de datos fue de 90 días con un solo operador. El análisis estadístico conllevó tres semanas más.

En cuanto a los problemas éticos que pudieron derivar del estudio, se salvaguardó la intimidad de los sujetos participantes así como la protección de sus datos de acuerdo con la Ley Orgánica 15/1999, de 13 de Diciembre de Protección de Datos de carácter personal. Este estudio contó con la aprobación

¹Cualquier p-valor menor a 0.05 es indicativo de una relación estadísticamente significativa. Por contra, un p-valor mayor o igual a 0.05 indica ausencia de relación.

del *Comitè d'ètica de recerca* (CER) de la UIC con el código de estudio: CIR-ELM-2014-01 y fecha de aprobación a 10/03/2014. Los resultados del estudio podrán publicarse sin revelar la identidad de los participantes.

Para la fase clínica tan sólo se requirió el acceso a las instalaciones propias de la CUO de la UIC donde se hallan los estudios realizados mediante i-CAT. Para la fase de procesado de datos y tratamiento estadístico se utilizó también la infraestructura de la Facultad de Odontología de la UIC.

RESULTADOS

6. RESULTADOS

La muestra para la investigación está constituida por 100 individuos a los que se realizó un completo análisis métrico de la zona del maxilar anterior mediante técnica CBCT.

Se trata de 52 mujeres y 48 varones, con una edad media de $49,6 \pm 14,5$ años y un rango de 23 a 78. La mediana es de 51 años.

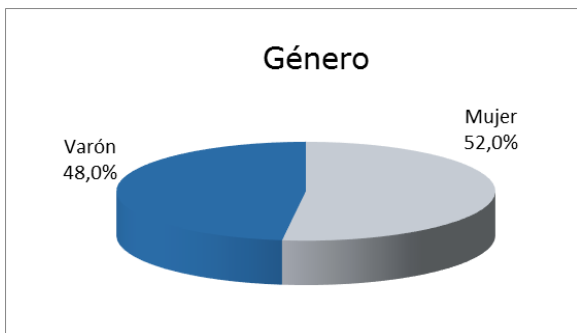


Gráfico 1. Distribución de la muestra por género

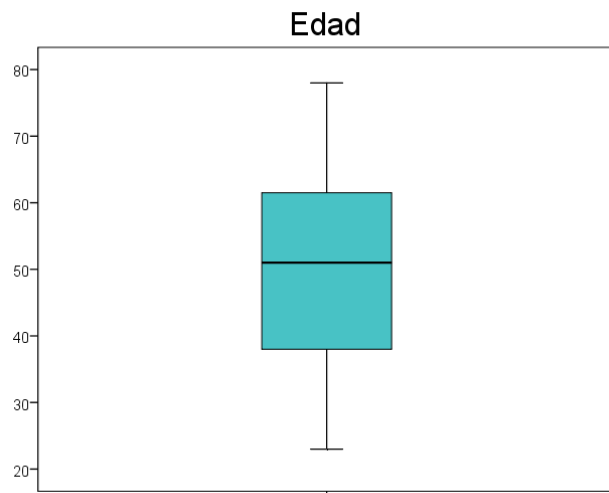


Gráfico 2. Distribución de la muestra por edad

6.1. Descriptiva de las dimensiones

Las tablas T4 a T6 del apartado *Anexos* describen exhaustivamente la muestra de 100 pacientes, en cuanto a volúmenes, longitudes y densidades se refiere. En este apartado se sintetiza la información más relevante, a la vez que se añaden las estimaciones por intervalo de confianza.

Tabla 3. Descriptiva de los volúmenes óseos: Media, desviación estándar e intervalo de confianza al 95% para la media

	N	Media	Desviación típica	IC 95% de la media
Volumen PPM	100	2,41	0,72	2,27 – 2,55
Volumen ENA	100	0,46	0,16	0,43 – 0,49
Volumen SNd	100	0,58	0,20	0,54 – 0,62
Volumen SNi	100	0,57	0,21	0,53 – 0,61

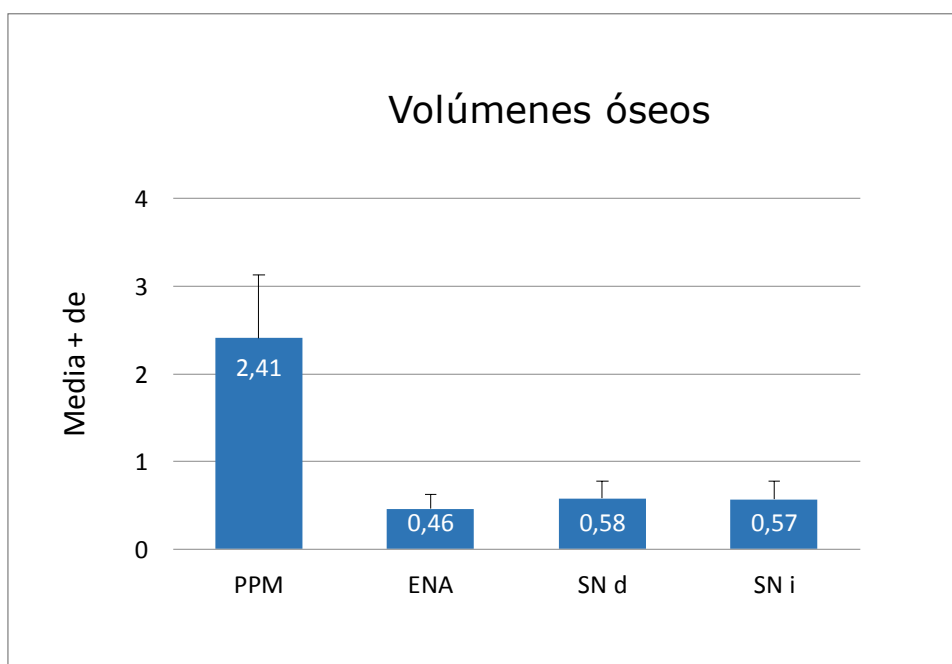


Gráfico 3. Medias y desviaciones de la variable Volumen

Tabla 4. Descriptiva de las dimensiones lineales: Media, desviación estándar e intervalo de confianza al 95% para la media

	N	Media	Desviación típica	IC 95% de la media
PPM Alt	100	11,17	1,94	10,78 – 11,55
ENA Prof	100	8,91	1,65	8,58 – 9,24
ENA Altura	100	7,64	2,07	7,23 – 8,05
ENA Anch	100	11,78	1,36	11,50 – 12,05
SNd Prof	100	13,04	2,66	12,51 – 13,57
SNd Alt	100	6,13	1,89	5,76 – 6,51
SNd Anch	100	7,46	1,05	7,25 – 7,67
SNi Prof	100	12,76	2,66	12,23 – 13,29
SNi Alt	100	6,17	1,88	5,80 – 6,54
SNi Anch	100	7,36	1,12	7,13 – 7,58

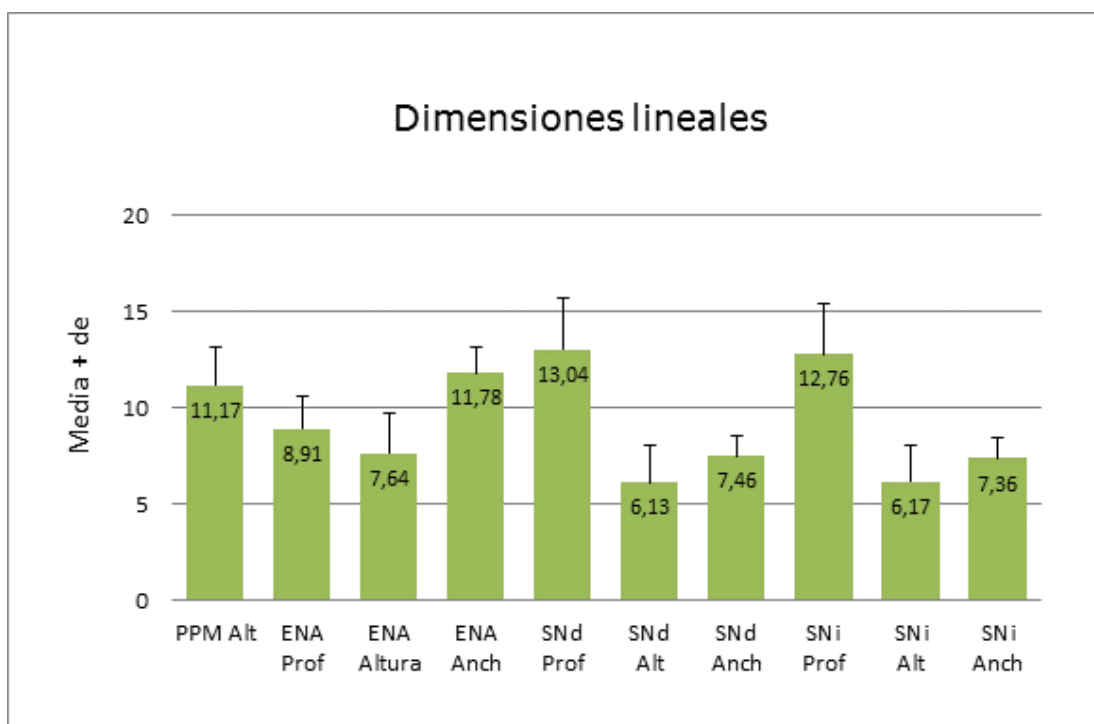


Gráfico 4. Medias y desviaciones de la variable Dimensiones lineales

Tabla 5. Descriptiva de las variables densitométricas: Media, desviación estándar e intervalo de confianza al 95% para la media

	N	Media	Desviación típica	IC 95% de la media
Densidad PPM	100	518,68	145,30	489,85 – 547,51
Densidad ENA	100	505,00	154,86	474,27 – 535,73
Densidad SN d	100	532,08	152,88	501,74 – 562,42
Densidad SN i	100	524,56	164,28	491,96 – 557,16

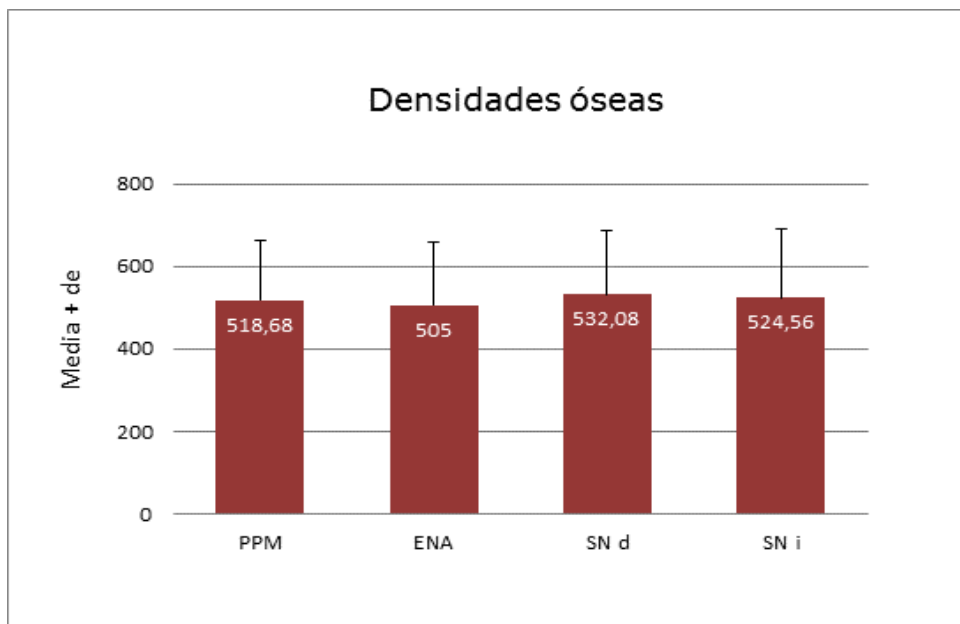


Gráfico 5. Medias y desviaciones de la variable Densidades óseas

6.2. Simetría del hueso sub-nasal

En el SN se han registrado de forma paralela las dimensiones de ambos laterales. El objeto de este apartado es concluir sobre la simetría de estas medidas.

Tabla 6. Descriptiva de las dimensiones del hueso sub-nasal SN: Media \pm desviación estándar por lateral y resultado del test t pareado para contraste de igualdad de medias.

	Derecha	Izquierda	p-valor
Volumen	0,58 \pm 0,20	0,57 \pm 0,21	0,260
Profundidad	13,04 \pm 2,66	12,76 \pm 2,66	0,014*
Altura	6,13 \pm 1,89	6,17 \pm 1,88	0,387
Anchura	7,46 \pm 1,05	7,36 \pm 1,12	0,257
Densidad	532,08 \pm 152,88	524,56 \pm 164,28	0,185

*p<0,05; **p<0,01; ***p<0,001

Tan sólo para la dimensión lineal profundidad se rechaza la hipótesis nula de homogeneidad de medias ($p=0,014$). El valor medio derecho es significativamente más elevado que el correspondiente izquierdo.

Se han generado las variables diferencias entre medida derecha e izquierda para todas las dimensiones. El siguiente gráfico representa dichas medias con la barra de error del intervalo de confianza. Cuando el intervalo no intersecta la referencia de valor cero se interpreta que existe asimetría estadísticamente significativa (esto sucede sólo para la profundidad):

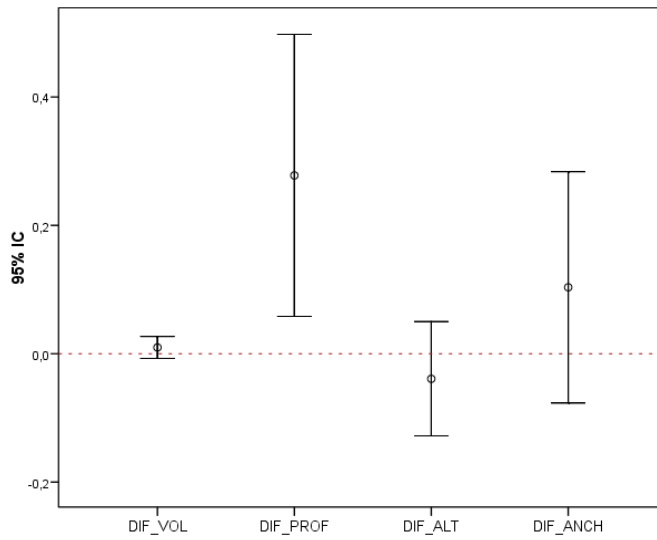


Gráfico 6. Grado simetría entre valores SNd y SNi

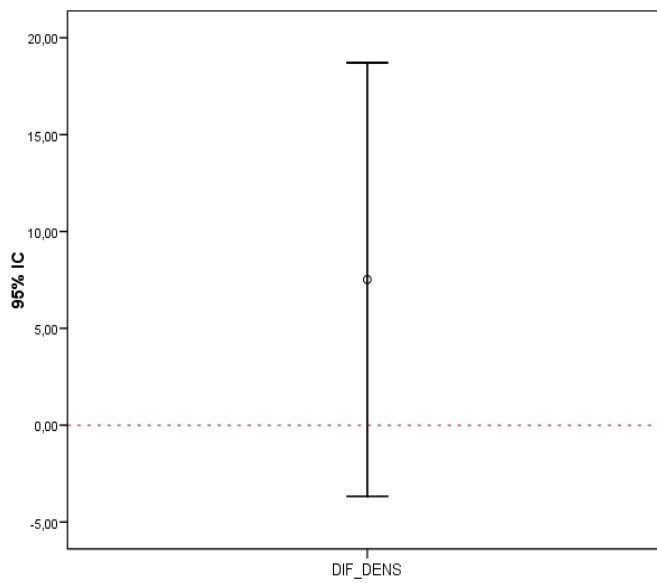


Gráfico 7. Grado simetría densidad entre SNd y SNi

Cuatro de las cinco dimensiones exhiben un valor medio más grande en el lado derecho; aunque se trata de una impresión puramente descriptiva.

6.3. Correlación entre las diferentes zonas

El hueso está dividido en tres regiones claramente diferenciadas:

- PPM
- ENA
- SN

El objetivo de este apartado es explorar el grado de homogeneidad de las tres regiones a través de las diferentes dimensiones investigadas.

En primer lugar, se ha computado una medida única de cada dimensión del SN, justificada por el importante grado de simetría mencionado en 6.2.

Para cada dimensión se calcula el coeficiente de correlación lineal de Pearson entre los valores de cada par de regiones (PPM-ENA, PPM-SN y ENA-SN):

Tabla 7. Correlación entre dimensiones de diferentes regiones: Coeficiente de Pearson y p-valor para contraste de nulidad.

	PPM – ENA	PPM – SN	ENA – SN
Volumen	r = 0,527 (p<0,001 ^{***})	r = 0,744 (p<0,001 ^{***})	r = 0,612 (p<0,001 ^{***})
Profundidad	-----	-----	r = 0,427 (p<0,001 ^{***})
Altura	r = 0,345 (p<0,001 ^{***})	r = 0,477 (p<0,001 ^{***})	r = 0,619 (p<0,001 ^{***})
Anchura	-----	-----	r = 0,203 (p=0,043 [*])
Densidad	r = 0,798 (p<0,001 ^{***})	r = 0,942 (p<0,001 ^{***})	r = 0,827 (p<0,001 ^{***})

*p<0,05; **p<0,01; ***p<0,001

La conclusión es que para cualquier dimensión existe correlación estadísticamente significativa entre las regiones óseas comparadas. La intensidad de la relación es, sin embargo, bastante diferente de unas dimensiones a otras.

- Por ejemplo, el grado de correlación para la densitometría es bastante alto ($r \geq 0,79$). Los diferentes espacios son, pues, muy homogéneos en densidad ósea. PPM y SN son los más relacionados; PPM y ENA los que menos.

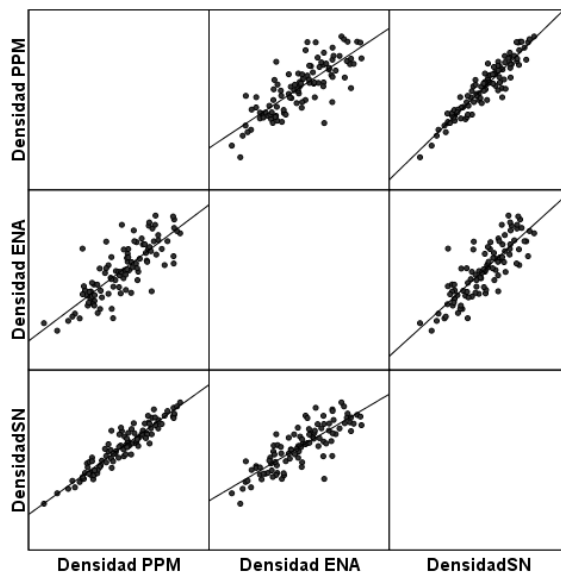


Gráfico 8. Grado correlación densitometría entre las diferentes regiones estudiadas

- El volumen óseo de las distintas zonas exhibe una relación de magnitud moderada-alta ($0,52 \leq r \leq 0,74$). De nuevo, PPM y SN son las de valores óseos más ligados; PPM y ENA las que menos.

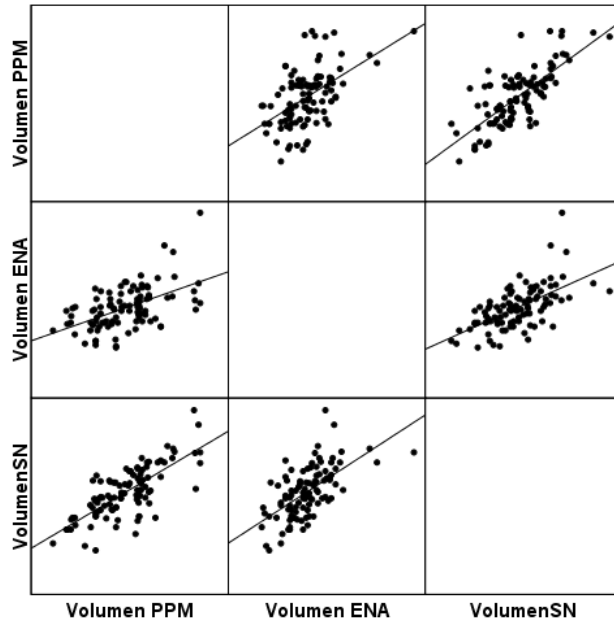


Gráfico 9. Grado correlación de volúmenes entre las diferentes regiones estudiadas

- Para la altura lineal, el grado de correlación se calificaría de moderado entre las diferentes zonas ($0,35 \leq r \leq 0,62$). En este caso, ENA y SN son las más correlacionadas; PPM y ENA las que menos.

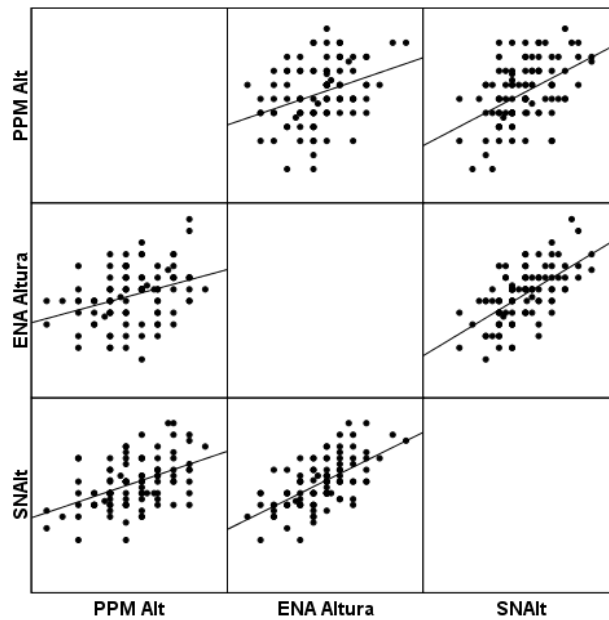


Gráfico 10. Grado correlación variable altura entre las diferentes regiones estudiadas

- La correlación entre las profundidades de las zonas ENA y SN es moderada ($r=0,427$), si bien debido a la gran potencia estadística, se alcanza la significancia estadística.

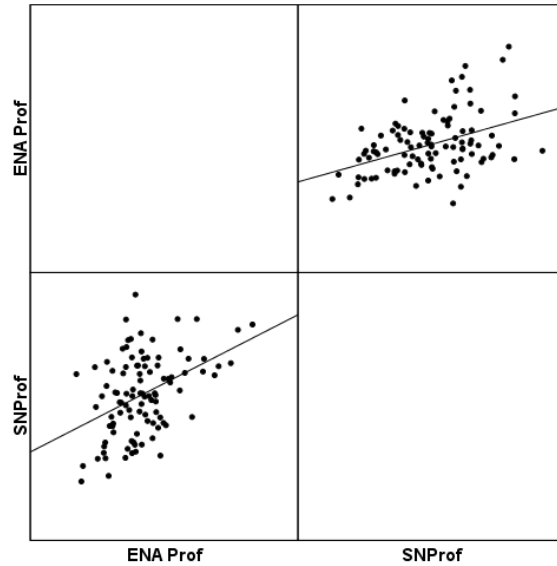


Gráfico 11. Grado correlación variable profundidad entre las diferentes regiones estudiadas

- Para finalizar, la asociación lineal entre anchura de la zona ENA y de la SN no pasa de débil ($r=0,203$), alcanzándose la significancia estadística por escaso margen.

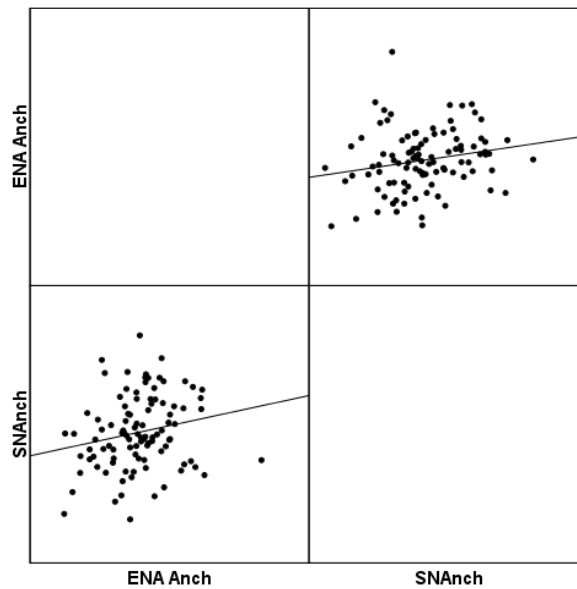


Gráfico 12. Grado correlación variable anchura entre las diferentes regiones estudiadas

6.4. Efecto del género y edad en el volumen óseo

Se estudia ahora la posible relación entre los volúmenes óseos y el perfil del sujeto, en cuanto a su perfil demográfico (sexo y edad). Aunque ya se ha detectado en el apartado previo la notable relación entre el volumen de las diferentes zonas, se propone realizar un análisis diferenciado; ya que las escalas de magnitud son diferentes.

Las tablas T7 a T12 del apartado *Anexos* proporcionan la descripción exhaustiva de las dimensiones por sexo y por edad (ésta última categorizada en 4 intervalos para facilitar la presentación).

PPM

Se estima un modelo de regresión lineal múltiple con variable dependiente el volumen en PPM e independientes Edad, Género e interacción entre ambas.

El primer resultado del modelo es que se rechazará la hipótesis nula de independencia total del volumen de estos factores ($p < 0,001$, F). Por otra parte, se estimó el coeficiente de determinación $R^2 = 0,203$; es decir, aproximadamente el 20% de toda la variabilidad del volumen en PPM contenida en la muestra puede explicarse a partir del género y edad del individuo. Se trata, por tanto, de variables que aportan capacidad explicativa; pero por sí solas no parecen suficientes para predecir con fiabilidad la cantidad de hueso.

Coefficientes

Modelo	Coeficientes no estandarizados		Coeficientes estandarizados	t	Sig.	Intervalo de confianza para B al 95%	
	B	Error tip.	Beta			Límite inferior	Límite superior
(Constante)	2,862	,323		8,852	,000	2,220	3,504
Edad	-,014	,006	-,288	-2,221	,029	-,027	-,002
Género	-,940	,468	-,658	-2,008	,047	-1,870	-,011
Edad x Género	,029	,009	1,108	3,187	,002	,011	,047

Los 3 términos del modelo (edad, género e interacción) son estadísticamente significativos ($p < 0,05$). Esto significa que edad y género influyen sobre el volumen y que la relación de la edad sólo puede entenderse analizando qué sucede dentro de cada sexo. O, viceversa, las diferencias de hueso entre varones y mujeres dependen de la edad específica en que se estudien.

La ecuación de regresión estimada por el modelo se expresa:

$$\text{Volumen PPM} = 2,86 - 0,014 \text{ Edad} - 0,940 \text{ Género} + 0,029 \text{ Edad} \times \text{Género}$$

El gráfico siguiente ilustra muy bien la situación encontrada:

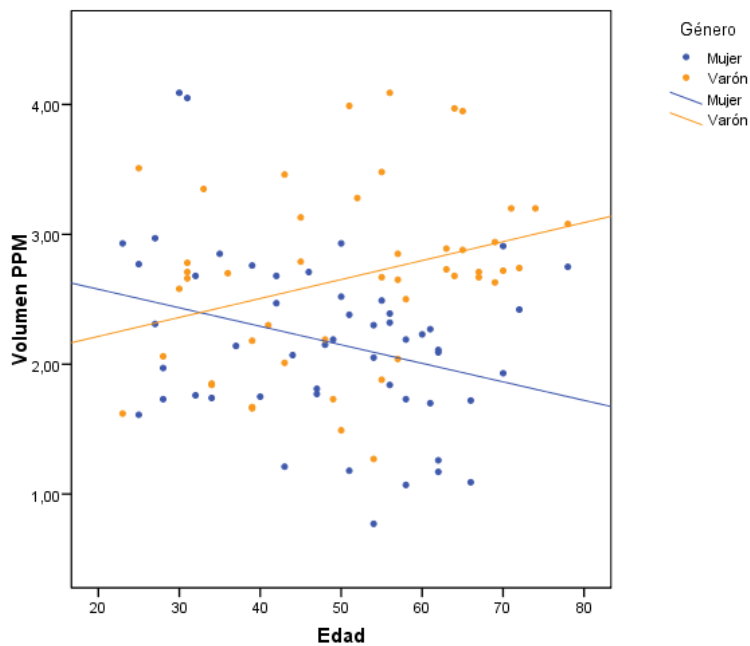


Gráfico 13. Relación entre variables demográficas y volumen del PPM

- Existen diferencias entre ambos géneros ($p=0,047$); pero éstas son poco importantes hasta los 50 años para, posteriormente, enfatizarse por la

mayor pérdida de las mujeres. De ahí la interacción significativa ($p=0,002$).

De la ecuación se lee que, para **una mujer** (Género=0), cada año adicional de edad impacta reduciendo $0,014 \text{ cm}^3$ el volumen:

$$\text{Volumen PPM} = 2,86 - 0,014 \text{ Edad}$$

Para **un varón**, se tiene:

$$\text{Volumen PPM} = 2,86 - 0,014 \text{ Edad} - 0,940 + 0,029 \text{ Edad}$$

$$\text{Volumen PPM} = 1,92 + 0,015 \text{ Edad}$$

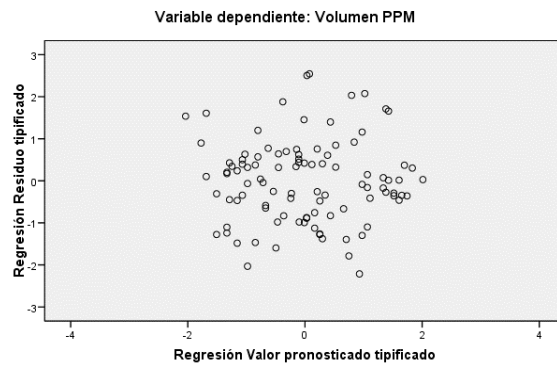
Es decir, el impacto de un incremento unitario de edad es de $0,015 \text{ cm}^3$ adicionales.

- En la tabla anterior se lee también la columna de coeficientes estandarizados, donde el mayor valor absoluto asociado a la interacción sugiere que es el término más importante para explicar la relación.

Se han comprobado las hipótesis necesarias para el marco teórico de aplicación del modelo:

- normalidad de los residuos, ($p=0,889$, Kolmogorov)
- homocedasticidad (el residuo no depende del valor de volumen pronosticado)

Gráfico de dispersión



- falta de autocorrelación (Durbin-Watson próximo a 2).

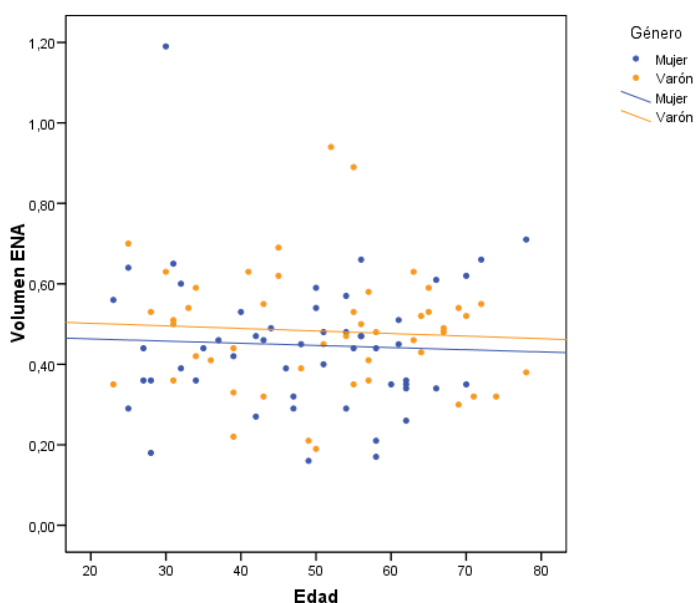
La misma estrategia de análisis se repite para el resto de regiones.

En la zona de la ENA los resultados son ciertamente diferentes, pues ni género ni edad se asocian de forma significativa al volumen óseo. El modelo ANOVA indica que son aspectos que no permiten explicar la respuesta ($p=0,710$) y el coeficiente de determinación R^2 no pasa de 0,014, consistente con una independencia absoluta.

La tabla de estimaciones revela que no hay efecto edad ($p=0,739$), ni género ($p=0,728$), ni interacción ($p=0,965$):

Coefficientes

	Coeficientes no estandarizados		Coeficientes estandarizados	t	Sig.	Intervalo de confianza para B al 95%	
	B	Error típ.	Beta			Límite inferior	Límite superior
(Constante)	,474	,081		5,852	,000	,313	,635
Edad	-,001	,002	-,048	-,334	,739	-,004	,003
Género	,041	,117	,127	,348	,728	-,192	,274
EdadxGénero	-9,93E-005	,002	-,017	-,044	,965	-,005	,004



El gráfico es muy intuitivo para describir la ausencia de relación con la edad (líneas horizontales) y con el sexo (líneas a la misma altura).

Gráfico 14. Relación entre variables demográficas y volumen del PPM

En el hueso sub-nasal, la situación es específica, diferente de las otras dos regiones anteriores. Las variables demográficas están al límite de la capacidad explicativa mínima ($p=0,054$, F). Es decir, no parece que su aportación sea muy relevante, como así confirma $R^2=0,076$.

El modelo revela que la edad tiene una influencia significativa ($p=0,047$) y comparable para los diferentes géneros ($p=0,104$). No hay diferencias entre el volumen óseo de varones y mujeres ($p=0,316$).

Coefficientes

	Coeficientes no estandarizados		Coeficientes estandarizados	t	Sig.	Intervalo de confianza para B al 95%	
	B	Error tip.	Beta			Límite inferior	Límite superior
(Constante)	,731	,098		7,458	,000	,537	,926
Edad	-,004	,002	-,281	-2,009	,047	-,008	,000
Género	-,143	,142	-,356	-1,008	,316	-,425	,139
EdadxGénero	,005	,003	,615	1,643	,104	-,001	,010

El gráfico siguiente revela que el hueso disminuye moderadamente con la edad, más en mujeres que en varones; pero sin poder concluir patrones significativamente distintos.

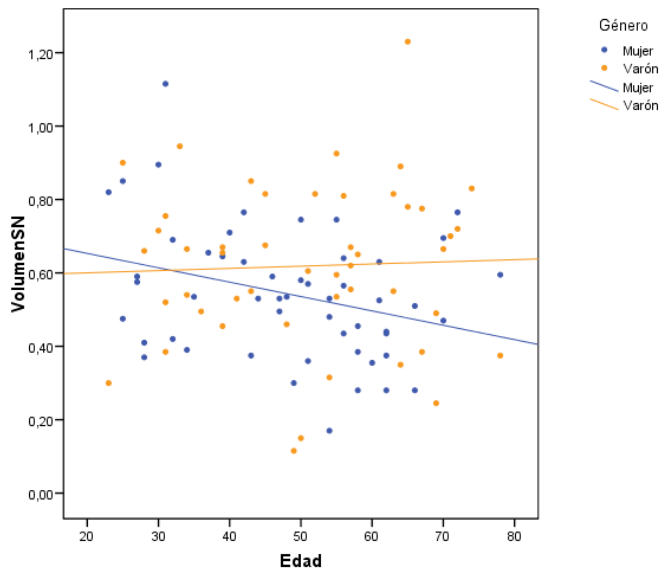


Gráfico 15. Relación entre variables demográficas y volumen del SN

Por el apartado anterior 6.3, se concluyó que PPM y SN eran las regiones cuyo volumen óseo estaba más correlacionado, por delante de SN-ENA y PPM-ENA. Lo cual es bastante coherente con los resultados obtenidos. Notar en la siguiente serie de gráficos, cómo el patrón va cambiando progresivamente desde PPM a ENA.

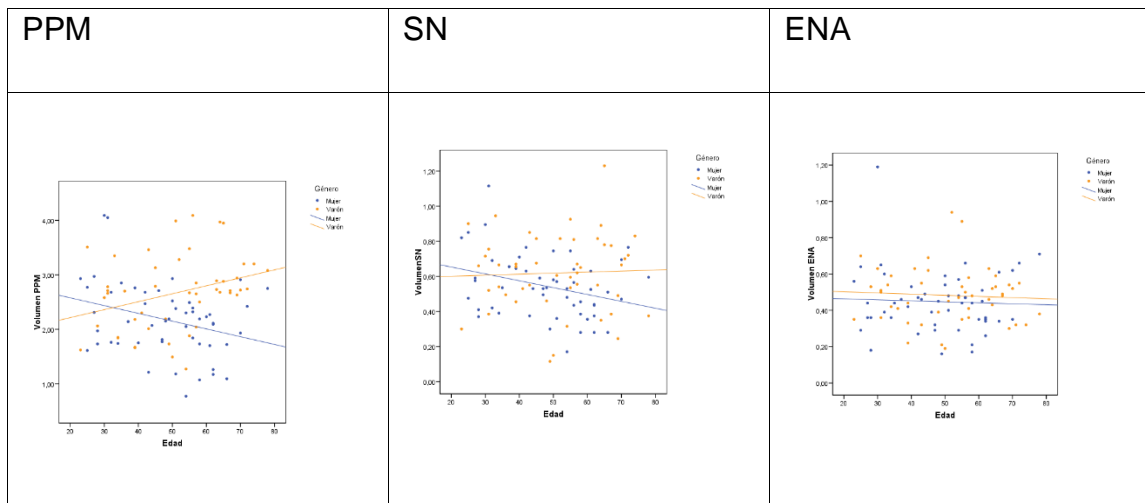


Gráfico 16. Comparativa relación entre variables demográficas y volúmenes

6.5. Efecto del género y edad en la densidad ósea

El mismo tipo de análisis se va a replicar para los parámetros de densitometría. En primer lugar, un breve análisis de correlaciones entre volúmenes y densidades puede adelantar los resultados que podemos encontrar (si hay mucha relación densidad-volumen en las diferentes zonas, los resultados de los modelos de regresión para la densidad pueden ser muy similares a los obtenidos para el volumen).

Tabla 8. Correlación entre volúmenes y densidades: Coeficiente lineal Pearson y p-valor para contraste de nulidad.

	PPM	ENA	SN
Volumen – Densidad	r = -0,197 (p=0,049*)	r = -0,367 (p<0,001***)	r = -0,268 (p=0,007**)

*p<0,05; **p<0,01; ***p<0,001

Las relaciones no pasan de moderadas en el mejor de los casos (ENA); aunque en la región PPM y SN hablaríamos de una débil asociación. Como es habitual, el importante tamaño de la muestra implica que estas correlaciones son significativamente no nulas.

Los gráficos de dispersión matriciales siguientes (y el signo del coeficiente en la tabla anterior) evidencian que a mayor volumen, menor densidad ósea:

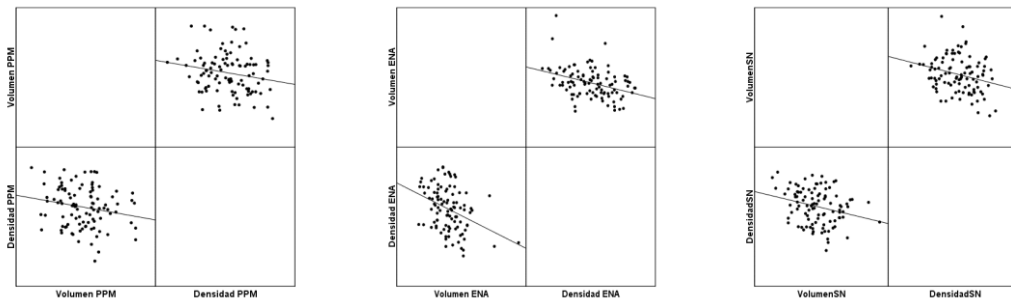


Gráfico 17. Gráficos de dispersión relación densidades y volúmenes

En consecuencia, ante estas relaciones de magnitud moderada, no es posible predecir si la influencia de la edad o el sexo sobre la densidad puede replicar los resultados obtenidos para volumen, máxime cuando la capacidad explicativa de los modelos era ciertamente limitada.

PPM

En la región PPM, no se detecta influencia significativa del sexo y la edad sobre la densidad ósea ($p=0,343$, F; $R^2=0,034$). Se lee en la tabla de estimaciones siguiente que no hay significancia estadística

Coefficientes

	Coeficientes no estandarizados		Coeficientes estandarizados	t	Sig.	Intervalo de confianza para B al 95%	
	B	Error típ.	Beta			Límite inferior	Límite superior
(Constante)	567,269	72,055		7,873	,000	424,241	710,297
Edad	-1,403	1,431	-,140	-,980	,329	-4,244	1,438
Género	23,958	104,339	,083	,230	,819	-183,153	231,070
EdadxGénero	,388	2,018	,074	,192	,848	-3,619	4,394

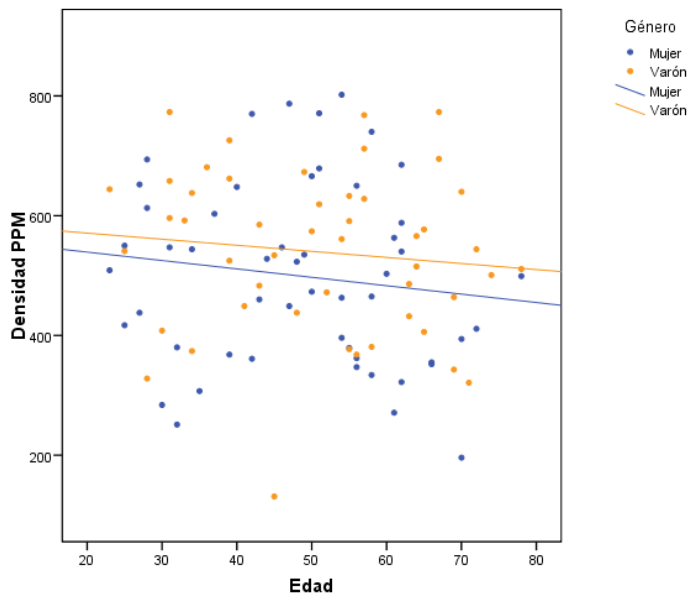


Gráfico 18. Relación entre variables demográficas y densidad del PPM

En efecto, la impresión es que individuos más mayores no presentan una densidad notablemente inferior a la de otros más jóvenes. Además, los niveles medios de varones y mujeres están bastante igualados.

ENA

Los resultados para la zona ENA son absolutamente similares. No se advierte influencia alguna del sexo y la edad sobre la densidad de la región ($p=0,185$, F y $R^2=0,049$).

Coefficientes

	Coeficientes no estandarizados		Coeficientes estandarizados	t	Sig.	Intervalo de confianza para B al 95%	
	B	Error típ.	Beta			Límite inferior	Límite superior
(Constante)	539,119	76,208		7,074	,000	387,847	690,390
Edad	-1,304	1,514	-,122	-,861	,391	-4,308	1,701
Género	-46,997	110,353	-,152	-,426	,671	-266,046	172,051
EdadxGénero	2,171	2,135	,386	1,017	,312	-2,066	6,409

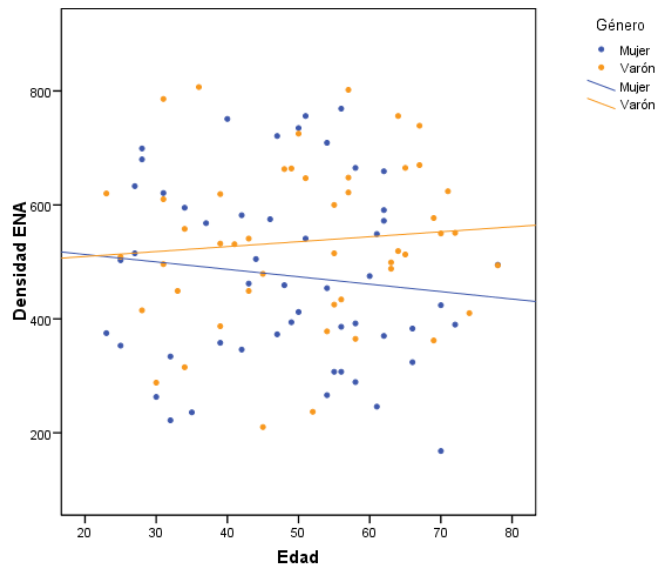


Gráfico 19. Relación entre variables demográficas y densidad de ENA

Gráficamente se observa una leve tendencia a la pérdida de densidad conforme avanza la edad de las mujeres; pero según los resultados obtenidos, no hay relevancia estadística.

SN

De nuevo, la ausencia de relaciones es lo más relevante del modelo estimado ($p=0,503$, F y $R^2=0,024$). Se concluye, por tanto, que la densidad en la región del hueso subnasal es, también, un parámetro independiente del perfil demográfico del sujeto:

Coefficientes

	Coeficientes no estandarizados		Coeficientes estandarizados	t	Sig.	Intervalo de confianza para B al 95%	
	B	Error tip.	Beta			Límite inferior	Límite superior
(Constante)	559,267	77,839		7,185	,000	404,759	713,776
Edad	-1,066	1,546	-,099	-,689	,492	-4,135	2,003
Género	-20,905	112,714	-,067	-,185	,853	-244,640	202,831
EdadxGénero	1,306	2,180	,230	,599	,551	-3,022	5,635

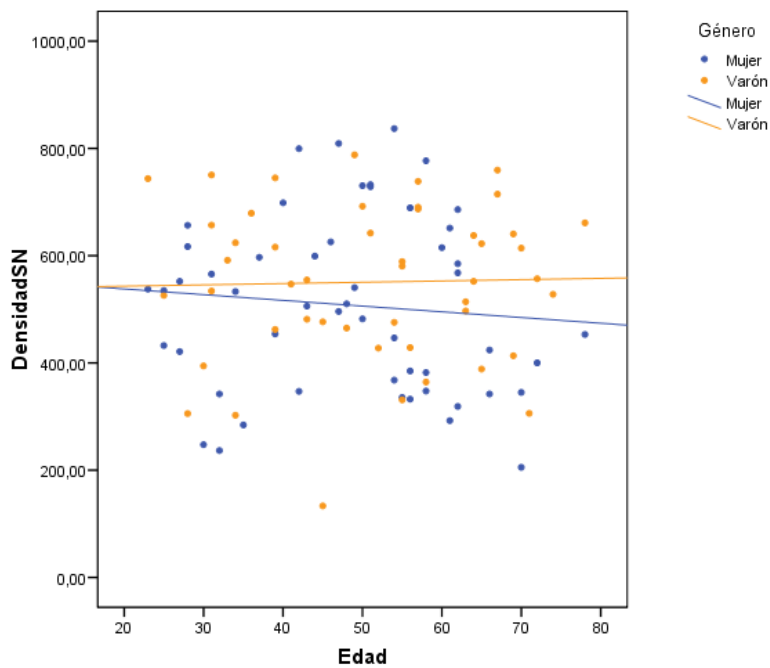


Gráfico 20. Relación entre variables demográficas y densidad del SN

La densidad permanece, por tanto, estable en el rango de edades estudiado y homogénea para varones y mujeres.

6.6 CONCLUSIONES DEL ANÁLISIS ESTADÍSTICO

1. El SN exhibe una notable simetría en sus dimensiones derecha e izquierda, con la única excepción de la profundidad, aumentada en el primero de los lados.
2. La correlación entre las regiones exploradas (PPM, ENA y SN) en términos de la métrica de las dimensiones analizadas puede valorarse como moderada-alta.

La densidad es el parámetro para el que existe una correlación más alta entre las diversas regiones. Para el volumen, las asociaciones son también importantes, a nivel moderado-alto. Las alturas y profundidades revelan aún correlaciones moderadas y no pasan de pobres para la anchura.

PPM y SN son las regiones más similares entre sí para las variables de volumen y densidad ósea; mientras que PPM y ENA son las menos comparables.

3. Los parámetros de volumen y los factores demográficos (sexo y edad) presentan relaciones más o menos intensas según la zona explorada.

Por ejemplo, en el PPM, la relación es más evidente, con una clara pérdida de volumen entre las mujeres conforme avanza la edad. Para los varones, por su parte, se sugeriría incluso una ganancia volumétrica. Es el único patrón longitudinal (por edad) claramente distinto entre uno y otro sexo.

En la zona SN, los varones exhiben más volumen e independiente de la edad, respecto a las mujeres, con una tendencia también recesiva. En la zona ENA, se observa una homogeneidad total por sexos y edades.

4. La correlación entre indicadores volumétricos y densitométricos es débil-moderada en las tres zonas.

Los modelos estadísticos concluyen la independencia de la densidad respecto de la edad y género del sujeto, para todas las zonas analizadas.

DISCUSSION

7. DISCUSIÓN

Proceso palatino del maxilar

Existe experiencia clínica en la literatura sobre la efectividad del injerto del PPM para la reconstrucción 3D de defectos alveolares.¹⁵

No obstante, no fue hasta Bernades et al.¹¹ en 2013 que se publicara por primera vez un método para analizar sistemáticamente esta zona mediante CBCT y software específico.

De hecho, el estudio volumétrico y morfológico de zonas dadoras de injertos óseos intrabucales, incluso usando técnicas convencionales, es bajo^{1-2,9-10}. El resumen de la metodología empleada en tales estudios viene descrito en la tabla 9.

Tabla 9. Detalle estudios volumétricos previos

AUTHORS	AREA OF STUDY	N	GRAFT MEASUREMENT TECHNIQUE	MEAN VOLUME	CT
Montazem et al. (2000)	MANDIBULAR SYMPHISIS	16 dry skulls	Water displacement	4.8 cm ³ (3.25-6.5)	NO
Gungormus & Selim Yavuz (2002)	MANDIBULAR RAMUS	16 dry skulls	Water displacement	2.36 cm ³ (SD 0.46)	NO
Kainulainen et al. (2004)	ZYGOMATIC	20 cadavers (40 samples)	Water displacement Syringe Compression	0.53 cm ³ (SD 0.25) 0.59 cm ³ (SD 0.26)	YES (linear measurements)
Hassani et al. (2005)	PALATE	21 dry skulls	Water displacement	2.03 cm ³ (SD 0.5) Dentulous 2.40 cm ³ (SD 0.75) Edentulous	YES (linear measurements)
Bernades et al. (2013)	PALATE	20 i-CAT [®]	SIMPLANT [®]	2.41 (SD 0.785)	YES (volumetric measurements)

Aunque el uso de la sínfisis mandibular como zona dadora de injertos óseos está ampliamente descrito en la literatura, no fue hasta el año 2000 donde Montazem et al.⁹ analizaron el volumen óseo disponible en esta zona. Obtuvieron un volumen medio de $4,84\text{cm}^3$.

En 2002 Gungormus y Yavuz¹⁰, siguiendo un protocolo similar al anterior, publicaron para la rama ascendente mandibular una media de $2,36\pm 0,46\text{cm}^3$. En ninguno de ambos casos se empleó TC.

En el 2004 Kainulainen et al.¹ se proponen el mismo objetivo que los anteriores pero esta vez focalizado en el hueso cigomático. Aunque la media de hueso obtenido es claramente inferior a las zonas dadoras mencionadas previamente, este se trata del primer estudio donde se emplearon TC convencionales: en este caso, preoperatoriamente en 9 cadáveres para tomar medidas lineales y postoperatoriamente para determinar posible daño a estructuras adyacentes.

Referente al proceso palatino del maxilar, aunque anteriormente algunos autores ya habían sugerido esta zona como dadora de injertos óseos^{15,93} Hassani et al.² fueron los primeros en analizarlo cuantitativamente para tal efecto.

Valoran 21 cráneos secos, 9 de ellos edéntulos. Para ello practican una TC de cada uno de ellos (para conocer la altura ósea hasta el suelo nasal) y realizan una osteotomía de la zona con fresas de fisura y bola, dejando un margen de seguridad tanto para los dientes vecinos como para el agujero incisivo. La línea de penetración es paralela al eje de los dientes vecinos, y en el grupo de los edéntulos, perpendicular al hueso anterior del proceso palatino del maxilar. El hueso se recoge en bloque y el remanente mediante cureteado. Se emplea la técnica de desplazamiento de agua para su análisis. El volumen óseo medio obtenido en los pacientes dentados fue de $2,03\pm 0,5\text{cm}^3$ y de $2,40\pm 0,75\text{cm}^3$ para los edéntulos con un *p* valor de 0,2135 siendo no significativa esta diferencia. En su publicación posterior del 2009 Hassani et

al.⁹¹ subrayan como complicación más grave el daño a los dientes vecinos (por lo que recomiendan encarecidamente el estudio del caso mediante TC) y le restan importancia a la afectación de los paquetes vasculonerviosos que discurren por el conducto incisivo puesto que la irrigación de esta zona no sólo depende de ellos. Tampoco temen perforar el suelo nasal afirmando que el colgajo mucoperióstico elevado es suficientemente grueso y vascularizado para evitar una comunicación buconasal.

Aunque creemos que los límites establecidos para la obtención del injerto en el estudio de Hassani et al. no están suficientemente esclarecidos, el margen de error e imprecisión para su obtención es más alto que en el nuestro y su muestra es más heterogénea, sus resultados son comparables a los nuestros.

A favor suyo, cabe decir que su estudio es más clínicamente comparable a la remoción de injertos óseos que nuestro estudio radiológico. Aun así, existe bastante literatura que sostiene que las mediciones obtenidas en imágenes de CBCT son comparables con mediciones provenientes directamente de cadáveres¹⁰⁴⁻¹⁰⁷. Más aún, Maloney et al.¹⁰⁷ en 2011 mostraron que los resultados conseguidos usando el software Simplant[®] no fueron diferentes a los obtenidos directamente de cadáveres o usando el software original de un i-CAT; siendo precisamente el CBCT y software empleados en este trabajo.

Tal y como se ha insistido anteriormente, la selección de la zona de injerto intrabucal ideal para cada caso debe basarse en diferentes variables. Localización, cantidad, calidad, morfología del injerto y posibles complicaciones per y postoperatorias⁷ son aspectos cruciales que deben determinar nuestra decisión.

Así pues, el PPM muestra diferentes ventajas como localización, tamaño y tipo de injerto. Probablemente, su indicación ideal sea la regeneración de la región anterior del maxilar ya que tan sólo incluye un campo quirúrgico de actuación y tanto el tiempo como la morbilidad asociada disminuyen significativamente¹⁵.

En un estudio retrospectivo con 1817 implantes a tres años, Bornstein et al.²⁴ destacaron que el 40% de los implantes fueron colocados de 1.4 a 2.4 y que el 51.7% de todos los implantes necesitaron de algún tipo de regeneración ósea.

Sorprende a los autores que, aunque la inserción de implantes en la zona anterior del maxilar es muy común, así como lo es la necesidad de regenerar tal zona, solamente se han publicado en la literatura tres estudios usando el injerto del PPM para tal efecto.

Hernández-Alfaro et al.¹⁵ fueron los primeros en describir una técnica usando el injerto de PPM para la reconstrucción 3D de alveolos defectuosos en una serie de 17 casos. Más tarde, Hassani et al.⁹¹ publicaron una ligera modificación de la misma técnica a propósito de un caso. Finalmente, Rodríguez Recio et al.⁹² publicaron 2 casos más utilizando el PPM como injerto en *onlay* para un caso y como hueso particulado para una cirugía de elevación de seno en el otro.

Según datos obtenidos de Agbaje et al.⁹⁴, el volumen medio de un alveolo situado entre el 1.4 y el 2.4 es $0,23 \pm 0,12 \text{cm}^3$. Teniendo en cuenta que los resultados obtenidos en nuestro estudio previo¹¹ fueron de $2,41 \pm 0,785 \text{cm}^3$ para el total del volumen óseo disponible del PPM, creímos que el uso del PPM como zona donante de injertos óseos está cuantitativamente justificado para restaurar alveolos defectuosos cercanos. La ampliación del tamaño muestral y el resultado muy similar obtenido en este nuevo estudio, $2,41 \pm 0,72 \text{cm}^3$, ratifican las conclusiones anteriores. Al mismo tiempo, el estudio actual ha confirmado que fue una excelente estrategia utilizar la desviación estándar de nuestro estudio previo como estimación de la variabilidad poblacional y emplearla para el cálculo del tamaño muestral.

Cabe subrayar que la cantidad ósea disponible en el PPM para la toma de injertos óseos es muy similar a la de la rama mandibular, la cual es una

zona dadora ampliamente reconocida y descrita. Además, el PPM dispone de hueso origen intramembranoso y cortico-esponjoso.

Se le atribuyen como mayores desventajas su acceso limitado y el riesgo de dañar las raíces vecinas o incluso perforar el suelo nasal o sinusal, aunque Hassani et al.⁹¹ resta importancia a este último aspecto.

La descripción de zonas seguras para la toma de injertos óseos puede ayudar a disminuir tales complicaciones⁹⁵⁻⁹⁶. Justamente con esa finalidad, hemos incluido en esta nueva investigación diferentes mediciones lineales para las tres zonas de estudio que faciliten su entendimiento y uso como zonas donantes de injerto óseo.

Para el PPM hemos obtenido una altura media de $11,17 \pm 1,94$ mm. Esta talla considerable podría sugerir que se trata de un tipo de injerto especialmente adecuado para la regeneración de defectos óseos verticales tal y como ya indicó Hernández-Alfaro et al.¹⁵ en 2005 en su serie de casos clínicos.

Espina nasal anterior

No se ha encontrado ningún estudio publicado en la literatura que valore el hueso disponible en esta zona orientado a la toma de injertos óseos.

Cho et al.¹⁴ en 2012, en su serie de 15 casos para evaluar el posible cambio del perfil nasal estético tras la remoción de injertos en esta zona, aseguran obtener injertos en bloque con un volumen de 0,25-0,5 ml. En ningún momento explican cómo hicieron tales mediciones, siendo a la vez un dato demasiado genérico y pobre en valor.

En nuestro estudio hemos obtenido un volumen medio para la ENA de $0,46 \pm 0,16$ cm³, siendo un valor mucho más preciso y fiable que el sugerido por

Cho et al.¹⁴ Nuestro procedimiento ya testado y publicado en un estudio previo¹¹, los 100 casos evaluados versus los 15 de Cho et al. y su nula información de cómo obtuvieron tales volúmenes nos permite sostener tal aseveración.

Para las mediciones lineales hemos obtenido una profundidad de $8,91\pm 1,65$ mm. Esta medida implica la longitud mínima que existe desde la cortical ósea vestibular hasta el canal incisivo, puesto que se ha tomado en su porción más caudal, y tal y como observó Thakur et al.⁹⁷ en una serie de 100 casos, el agujero incisivo siempre se presentó más anterior al foramen nasopalatino, indicando en todos los casos una inclinación a posterior del canal incisivo.

La altura obtenida fue de $7,64\pm 2,07$ mm y la anchura fue de $11,78\pm 1,36$ mm. Con estos datos podríamos obtener con relativa frecuencia bloques óseos de $7\times 11\times 9$ mm (alt x anch x prof), sin dañar dientes o paquete nasopalatino.

Por todas estas características, localización y abordaje vestibular probablemente lo hagan un injerto adecuado para la restauración de defectos óseos pequeños cercanos.

Hueso subnasal

No se ha encontrado ningún estudio publicado en la literatura que valore el hueso disponible en esta zona orientado a la toma de injertos óseos.

El único dato volumétrico previo que podemos destacar lo describe tanto Yeung¹² como posteriormente Peñarrocha et al.⁴⁴ donde aseguran que pueden obtener injertos cilíndricos mediante trefina de 2-3mm de profundidad.

En nuestra investigación estudiamos esta zona de forma bilateral independiente para probar posibles diferencias. Los resultados métricos a todos los niveles (lineales, volumétricos y densitométricos) presentan un grado de simetría muy elevado entre el hueso SNd y el SNI. Tan sólo existe una diferencia estadísticamente significativa en la variable lineal profundidad (SNd $13,04 \pm 2,66$ mm vs SNI $12,76 \pm 2,66$ mm), aunque cabe resaltar que tal diferencia está en el orden submilimétrico y por tanto clínicamente poco relevante.

A nivel volumétrico obtuvimos unos valores de SNd $0,58 \pm 0,2$ cm³, SNI $0,57 \pm 0,21$ cm³. Por tanto, podríamos obtener con bastante frecuencia injertos de más de 1cm³ con este doble abordaje vestibular.

Morfométricamente, los valores lineales obtenidos indican la posibilidad de obtener injertos con unas dimensiones de 6x7x13mm (alt x anch x prof). Estos datos corrigen holgadamente al alza los datos aportados anteriormente por Yeung¹² y Peñarrocha⁴⁴, y lo convierten en un injerto mucho más atractivo y útil. Al fin y al cabo, se trata de una variante del injerto del PPM pero con abordaje vestibular, y por tanto mejora las condiciones de accesibilidad que algunos autores denunciaban para la obtención de injertos del PPM.

Respecto a los coeficientes de correlación entre los diferentes volúmenes óseos estudiados (PPM, ENA, SN) se revelan elevados. Especialmente entre PPM y SN. Era bastante previsible tal relación puesto que el hueso SN comprende una parte del PPM y por tanto, a mayor tamaño de uno cabría esperar mayor tamaño también del otro y viceversa.

En cuanto a la correlación entre las variables género y edad y los diferentes volúmenes óseos, en el PPM, la relación es más evidente, con una clara pérdida de volumen entre las mujeres conforme avanza la edad. Para los varones, por su parte, se sugeriría incluso una ganancia volumétrica. Es el único patrón longitudinal (por edad) claramente distinto entre uno y otro sexo.

En la zona SN, los hombres exhiben más volumen con independencia de la edad, respecto a las mujeres, con una tendencia también recesiva. En la zona ENA, se observa una homogeneidad total por géneros y edades.

Referente a la densitometría hemos obtenido unos resultados muy similares entre los diferentes volúmenes, alcanzando el coeficiente de correlación más alto entre todas las variables estudiadas.

Actualmente la literatura científica concluye que los CBCT no deberían ser la prueba de elección para el estudio de la densidad mineral ósea⁸⁹. Esto se debe a la inherente incapacidad de los CBCT de obtener resultados densitométricos en uH, ya que regiones de la misma densidad en el cráneo pueden obtener diferentes valores en la escala de grises durante la reconstrucción de la imagen.⁹⁸⁻¹⁰⁰

Sin embargo, se han realizado muchos esfuerzos para paliar la falta de fiabilidad de tales resultados^{78-79,86-88} e incluso se ha sugerido que en algunos casos los valores en escala de grises propios del CBCT son comparables a uH reales⁷⁸⁻⁸⁴. Así pues y de un modo aproximado, se podría sostener que la densidad mineral ósea media encontrada en la región anterior del maxilar está cercana a D3 (350-850 uH) en la clasificación de Misch.

Cabe destacar también, que los modelos estadísticos concluyen la independencia de la densidad respecto de la edad y género del sujeto, para todas las zonas analizadas. Contrariamente a lo que inicialmente se podría pensar al esperar una menor densidad en el género femenino a medida que alcanza mayor edad.

Por otro lado, estudiar la reproducibilidad de las mediciones realizadas mediante una sesión de calibración intraexaminador añadiría valor a los datos obtenidos.

Cabe entender como otra limitación de este estudio, que la finalidad de éste es básica y no aplicada. Usando un sistema reproducible, se ha tratado de describir varias zonas anatómicas, con algún indicio en la literatura, que podrían ser consideradas como zona dadora de injerto óseo. Aunque los objetivos planteados creemos que han sido alcanzados, cabe desarrollar ahora los diferentes retos que aparecen: abordaje ideal, modo más apropiado de obtener el injerto según el defecto a tratar (con fresas, trefinas, ultrasonidos, cinceles, en bloque, particulado...). Además, las aportaciones realizadas en este estudio de carácter métrico podrían ayudar a delimitar zonas seguras de obtención de injerto para todos los casos, minimizando riesgos y complicaciones.

CONCLUSIONES

8. CONCLUSIONES

- La región anterior del maxilar dispone de tres zonas potenciales (PPM, ENA, SN) donde obtener injertos óseos de un tamaño significativo como para tenerlas presente en la restauración de defectos óseos cercanos.
- La densitometría muestra una correlación muy alta entre las tres zonas estudiadas siendo independiente de las variables género y edad.
- El injerto SN se muestra mucho más atractivo y útil tras este estudio al haber demostrado una profundidad mucho mayor a la hasta ahora descrita en la literatura científica. A la vez, exhibe una notable simetría como injerto par.
- Los resultados volumétricos obtenidos para el PPM reafirman los anteriormente descritos por los mismos autores en un estudio previo.
- En el PPM existe una clara pérdida de volumen entre las mujeres conforme avanza la edad. Para los varones, por su parte, se sugeriría incluso una ganancia volumétrica. Es el único patrón longitudinal (por edad) claramente distinto entre uno y otro sexo.
- En la zona SN, los hombres exhiben más volumen independientemente de la edad, respecto a las mujeres, con una tendencia también recesiva.
- En la zona ENA, se observa una homogeneidad total por sexos y edades.
- Las mediciones lineales descritas definen morfológicamente mejor cada tipo de injerto estudiado. De este modo, se facilitan tomas de decisiones como tipo de abordaje y uso, así como el hallazgo de zonas seguras para su remoción.

PERSPECTIVAS DE FUTURO

9. PERSPECTIVAS DE FUTURO

La cirugía ósea regenerativa tiene y tendrá un lugar destacado en la práctica diaria del cirujano bucal. La búsqueda de procedimientos más simples, cortos y predecibles, menos invasivos y por tanto, menos traumáticos para nuestros pacientes debe ser uno de los caminos a seguir.

La región anterior del maxilar se muestra como una zona dadora de múltiples injertos óseos. Sus distintas opciones permiten abordar numerosas situaciones. Ahora cabría desarrollar aspectos más concretos como su técnica de obtención, indicaciones y delimitar una zona segura de remoción del injerto para todos los casos, minimizando riesgos y complicaciones.

Por otro lado, la importancia de la evaluación prequirúrgica de la densidad ósea ha sido demostrada ya hace dos décadas. Sin embargo, varios artículos han denunciado que los estudios con CBCT no son válidos para evaluar esta variable y hacen no viables los valores en unidades Hounsfield para el CBCT.

Son aún insuficientes las soluciones que se han propuesto hasta hoy para tratar de subsanar esta limitación que sufren los CBCT. Así pues, otra línea de investigación podría ser encontrar un método que hiciera compatible los valores Hounsfield de los TC convencionales con los valores de los CBCT.

BIBLIOGRAFIA

10. BIBLIOGRAFÍA

1. Kainulainen VT, Sándor, GKB, Clokie CML Keller AM, Oikarinen KS. The zygomatic bone as a potential donor site for alveolar reconstruction - a quantitative anatomic cadaver study. *Int J Oral Maxillofac Surg* 2004; 33 (8) :786-91.
2. Hassani A, Khojasteh A, Shamsabad AN. The anterior palate as a donor site in maxillofacial bone grafting: a quantitative anatomic study. *J Oral Maxillofac Surg* 2005; 63(8): 1196-200.
3. Pistilli R, Felice P, Piatelli M, Nisii A, Barausse C, Esposito M. Blocks of autogenous bone versus xenografts for the rehabilitation of atrophic jaws with dental implants: preliminary data from a pilot randomised controlled trial. *Eur J Oral Implantol* 2014; 7(2):153–171.
4. Nkenke E, Stelzle F. Clinical outcomes of sinus floor augmentation for implant placement using autogenous bone or bone substitutes: a systematic review. *Clin Oral Implants Res* 2009; 20:124–133.
5. Klein MO, Al-Nawas B. For which clinical indications in dental implantology is the use of bone substitute materials scientifically substantiated? *Eur J Oral Implantol* 2011; 4:11–29.
6. Jensen SS, Terheyden H. Bone augmentation procedures in localized defects in the alveolar ridge: clinical results with different bone grafts and bone-substitute materials. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2009; 24:218–236.
7. Silva FM, Cortez AL, Moreira RW, Mazzonetto R. Complications of intraoral donor site for bone grafting prior to implant placement. *Implant Dent* 2006 Dec; 15(4):420-6.
8. De Vos W, Casselman J, Swennen GR. Cone-beam computerized tomography (CBCT) imaging of the oral and maxillofacial region: a systematic review of the literature. *Int J Oral Maxillofac Surg* 2009; 38: 609–25.

9. Montazem A, Valauri D, St-Hilaire H, Buchbinder D. The Mandibular Symphysis as a Donor Site in Maxillofacial Bone grafting: A Quantitative Anatomic Study. *J Oral Maxillofac Surg* 2000; 58:1368-1371.
10. Güngörmüs M, Selim Yavuz M. The Ascending Ramus of the Mandible as a Donor Site in Maxillofacial Bone Grafting. *J Oral Maxillofac Surg* 2002; 60:1316-1318.
11. Bernades-Mayordomo R, Guijarro-Martínez R, Hernández-Alfaro F. Volumetric CBCT analysis of the palatine process of the anterior maxilla: a potential source for bone grafts. *Int J Oral Maxillofac Surg* 2013 Mar; 42(3):406-10.
12. Yeung R. Simultaneous placement of implant and bone graft in the anterior maxilla: a case report. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2004 Nov-Dec; 19(6):892-5.
13. Buser D, Chen ST, Weber HP, Belser UC. Early implant placement following single-tooth extraction in the esthetic zone: biologic rationale and surgical procedures. *Int J Periodontics Restorative Dent* 2008 Oct; 28(5):441-51.
14. Cho Y-S, Hwang K-G, Park C-J. Postoperative effects of anterior nasal spine bone harvesting on overall nasal shape. *Clin Oral Impl Res* 2013; 24:618–622.
15. Hernández Alfaro F, Martí C, García E, Corchero G, Arranz C. Palatal core graft for alveolar reconstruction: a new donor site. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2005; 20(5):777-83.
16. Scott CK, Hightower JA: The matrix of the endochondral bone differ from the matrix of intramembranous bone. *Calcif Tissue Int* 1991; 49: 349–354.
17. Moreira RS, Sgrott EA, Seiji F, Smith RL. Biometry of hard palate on digital photographs: A methodology for quantitative measurements. *Int J Morphol* 2006; 24(1):19-23.
18. Martínez C, Inzunza O, Vargas A. Analysis of the Hard Palate as a Donor Site for Bone Grafting. *Int J Morphol* 2007; 25(2):289-294.
19. Gahleitner A, Podesser B, Shick S, Watzek G, Imhof H. Dental CT and orthodontic implants: imaging technique and assessment of available

bone volume in the hard palate. *European J of Radiology* 2004: 51(3):257-62.

20. Khoury F, Tunkel J: Bone augmentation and soft tissue management, in Khoury F, Antoun H, Missika P: *Bone Augmentation in Oral Implantology*. Hanover Park, IL, Quintessence, 2007: 75-114.

21. Misch CE: Bone augmentation for implant placement: keys to bone grafting, in Misch CE: *Contemporary implant dentistry*. 2nd ed. St.Louis, MS, Mosby 1999: 451-467.

22. Araújo MG, Lindhe J: Dimensional ridge alterations following tooth extraction. An experimental study in the dog. *J Clin Periodontol* 2005: 32: 212–218.

23. Schropp L, Wenzel A, Kostopoulos L, Karring T. Bone healing and soft tissue contour changes following single-tooth extraction: a clinical and radiographic 12month prospective study. *Int J Perio Rest Dent* 2003: 23, 313–323.

24. Bornstein MM, Halbritter S, Harnisch H, Weber HP, Buser D. Current indications and surgical procedures in implant dentistry. A retrospective 3-year analysis of 1'206 patients receiving 1'817 implants in a referring clinic. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2008: 20: 1109-1116.

25. Hernández Alfaro F. *Injertos óseos en implantología*. Ed. Quintessence 2006: 9-16.

26. Ellis E 3rd, Ghali GE. Lag screw fixation of mandibular angle fractures. *J Oral Maxillofac Surg* 1991: Mar:49(3):234-43.

27. Shegarfi H, Reikeras, O. Bone transplantation and immune response. *J Orthopaedic Surg* 2009:17(2):206-11.

28. Hernández Alfaro F. Tesis doctoral: Reconstrucción del maxilar atrófico mediante osteotomía, injertos e implantes en un tiempo quirúrgico. Barcelona, Febrero 2003:43.

29. Kolk A, Handschel J, Drescher W, Rothamel D, Kloss F, Blessmann M, Heiland M, Wolff KD, Smeets R. Current trends and future perspectives of bone substitute materials - from space holders to innovative biomaterials. *J Craniomaxillofac Surg* 2012: 40:706–718.

30. Martínez C. Tesis doctoral: Factibilidad del uso de injerto óseo del paladar según biotipo craneofacial. Santiago de Chile 2005:3.

31. Guillaume B, Gaudin C, Georgeault S, Mallet R, Baslé MF, Chappard D. Viability of osteocytes in bone autografts harvested for dental implantology. *Biomed Mater* 2009; Feb 4(1):015012.
32. Brugnami F, Caiazzo A, Leone C. Local intraoral autologous bone harvesting for dental implant treatment: alternative sources and criteria of choice. *Keio J Med* 2009; 58(1):24-8.
33. Nkenke E, Weisbach V, Winckler E, Kessler P, Schultze-Mosgau S, Wiltfang J, Neukam FW. Morbidity of harvesting of bone grafts from the iliac crest for preprosthetic augmentation procedures: a prospective study. *Int J Oral Maxillofac Surg* 2004; 33:157–163.
34. Barone A, Ricci M, Mangano F, Covani U. Morbidity associated with iliac crest harvesting in the treatment of maxillary and mandibular atrophies: a 10-year analysis. *J Oral Maxillofac Surg* 2011;69:2298–2304.
35. Jensen J, Sindet-Pedersen S, Oliver AJ. Varying treatment strategies for reconstruction of maxillary atrophy with implants: Results in 98 patients. *J Oral Maxillofac Surg* 1994; 52: 210–216.
36. Donovan MG, Dickerson NC, Hanson IJ, Gustafson RB. Maxillary and mandibular reconstruction using calvaria bone grafts and Branemark implants: A preliminary clinical report. *J Oral Maxillofac Surg* 1994; 52: 588–594.
37. Gary JJ, Donovan M, Garner FT, Faulk JE. Rehabilitation with calvaria bone grafts and osteointegrated implants after partial maxillary resection: A clinical report. *J Prosthetic Dent* 1992; 67: 743–746.
38. Heberer S, Rühle B, Krekeler L, Schink T, Nelson JJ, Nelson K. A prospective randomized split-mouth study comparing iliac onlay grafts in atrophied edentulous patients: covered with periosteum or a bioresorbable membrane. *Clin Oral Implants Res* 2009; 20(3):319-26.
39. Koole R. Ectomesenchymal mandibular symphysis bone graft: An improvement in alveolar cleft grafting. *J Craniofac Surg* 1994; 31:217.
40. Gielkens PFM, Bos RRM, Raghoobar GM, Stegenga B. Is there evidence that barrier membranes prevent bone resorption in autologous bone grafts during the healing period? A systemic review. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2007; 22: 390–398.

41. Tolstunov L. Maxillary tuberosity block bone graft: innovative technique and case report. *J Oral Maxillofac Surg* 2009; Aug:67(8):1723-9.
42. Choung PH, Kim SG: The coronoid process for paranasal augmentation in the correction of midfacial concavity. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol* 2001; 91:28.
43. Proussaefs P. Clinical and histologic evaluation of the use of mandibular tori as donor site for mandibular block autografts: report of three cases. *Int J Periodontics Restorative Dent* 2006; Feb:26(1):43-51.
44. Peñarrocha M, García-Mira B, Martínez O. Localized vertical maxillary ridge preservation using bone cores and a rotated palatal flap. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2005; 20(1):131-4.
45. Netter FH. Atlas de anatomía humana. 5ed. Elsevier. 2011:43.
46. Netter FH. Atlas de anatomía humana. 5ed. Elsevier. 2011:350.
47. Ash MM, Nelson SJ. Wheeler's Anatomía, Fisiología Y Oclusión Dental. 8ed. Elsevier 2009:377.
48. Knott VB, Johnson R. Height and shape of the palate in girls: a longitudinal study. *Archs Oral Biol* 1970; 50:849-860.
49. Scarfe WC, Farman AG. What is cone-beam CT and how does it work? *Dent Clin North Am* 2008 Oct:52(4):707-30.
50. Dawood A, Patel S, Brown J. Cone beam CT in dental practice. *British Dental Journal* 2009; 207: 23–28.
51. Wehrbein H, Merz BR, Diedrich P. Palatal bone support for orthodontic implant anchorage – a clinical and radiological study. *European J Orthodont* 1999:21:65-70.
52. Ferrario VF, Sforza C, Schmitz JH, Colombo A. Quantitative Description of the Morphology of the Human Palate by a Mathematical Equation. *Cleft Palate-Craniofacial Journal* 1998 Sept:35(5):396-401.
53. Misch CE: Bone augmentation for implant placement: keys to bone grafting, in Misch CE: Contemporary implant dentistry. 2nd ed. St.Louis, MS, Mosby 1999:60.
54. White SC, Pharoah MJ. The evolution and application of dental maxillofacial imaging modalities. *Dent Clin North Am* 2008 Oct:52(4):689-705.

55. Cavézian R, Pasquet G. Diagnóstico por la imagen en odontología. Barcelona. Masson. 1993:14.
56. Grauer D, Cevidanes LS, Proffit WR. Working with DICOM craniofacial images. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2009 Sep;136(3):460-70.
57. Modificado de Byron W et al. En: White SC y Pharoah MJ. *Oral Radiology. Principles and Interpretation*. Elsevier 7ed. 2014.
58. Ludow JB, Davies-Ludow LE, Brooks SL, Howerton WB. Dosimetry of 3 CBCT devices for oral and maxillofacial radiology: CB Mercuray, New Tom 3G and i.CAT. *Dentomaxillofac Radiol* 2006; 35:219-226.
59. Pauwels R, Beinsberger J, Collaert B, Theodorakou C, Rogers J, Walker A, Cockmartin L, Bosmans H, Jacobs R, Bogaerts R, Horner K; SEDENTEXCT Project Consortium. Effective dose range for dental cone beam computed tomography scanners. *Eur J Radiol* 2012; 81:267-271.
60. Holberg C, Steinhäuser S, Geis P, Rudzki-Janson I. Cone-beam computed tomography in orthodontics: benefits and limitations. *J Orofac Orthop* 2005; 66:434–44.
61. Kobayashi K, Shimoda S, Nakagawa Y, Yamamoto A. Accuracy in measurement of distance using limited cone-beam computerized tomography. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2004; 19: 228–231.
62. Pinsky HM, Dyda S, Pinsky RW, Misch KA, Sarment DP. Accuracy of three-dimensional measurements using cone-beam CT. *Dentomaxillofac Radiol*. 2006 Nov; 35(6):410-6.
63. Eggers G, Senoo H, Kane G, Mühling J. The accuracy of image guided surgery based on cone beam computer tomography image data. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2009 Mar;107(3):e41-8.
64. Kamburoğlu K, Murat S, Kılıç C, Yüksel S, Avsever H, Farman A, Scarfe WC. Accuracy of CBCT images in the assessment of buccal marginal alveolar peri-implant defects: effect of field of view. *Dentomaxillofac Radiol* 2014;43(4):20130332.
65. Hashimoto K, Arai Y, Iwai K, Araki M, Kawashima S, Terakado M. A comparison of a new limited cone beam computed tomography machine

for dental use with a multidetector row helical CT machine. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2003; 95(3):371-7.

66. Watanabe H, Honda E, Tetsumura A, Kurabayashi T. A comparative study for spatial resolution and subjective image characteristics of a multi-slice CT and a cone-beam CT for dental use. *Eur J Radiol* 2011 Mar; 77(3):397-402.

67. Mischkowski RA, Scherer P, Ritter L, Neugebauer J, Keeve E, Zoeller JE. Diagnostic quality of multiplanar reformations obtained with a newly developed cone beam device for maxillofacial imaging. *Dentomaxillofac Radiol* 2008; 37:1-9.

68. Dreiseidler T, Mischkowski RA, Neugebauer J, Ritter L, Zoeller JE. Comparison of cone-beam imaging with orthopantomography and computerized tomography for assessment in presurgical implant dentistry. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2009; 24: 216-25.

69. Naitoh M, Nakahara K, Suenaga Y, Gotoh K, Kondo S, Ariji E. Comparison between cone-beam and multislice computed tomography depicting mandibular neurovascular canal structures. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*. 2010 Jan; 109(1):e25-31.

70. Sennerby L, Meredith N. Implant stability measurements using resonance frequency analysis: biological and biomechanical aspects and clinical implications. *Periodontol 2000* 2008; 47:51–66.

71. Turkyilmaz I, Tözüm TF, Tumer MC. Bone density assessments of oral implant sites using computerized tomography. *J Oral Rehabil* 2007 Apr;34(4):267-72.

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

73. Shapurian T, Damoulis PD, Reiser GM, Griffin TJ, Rand WM. Quantitative evaluation of bone density using the Hounsfield index. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2006 Mar-Apr;21(2):290-7.

74. Oliveira RC, Leles CR, Normanha LM, Lindh C, RibeiroRotta RF. Assessments of trabecular bone density at implant sites on CT images. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2008 Feb;105(2):231-8.

75. Nackaerts O, Maes F, Yan H, Couto Souza P, Pauwels R, Jacobs R. Analysis of intensity variability in multislice and cone beam computed tomography. *Clin Oral Implants Res* 2011 Aug; 22(8):873-9.
76. Cassetta M, Stefanelli LV, Pacifici A, Pacifici L, Barbato E. How accurate is CBCT in measuring bone density? A comparative CBCT-CT in vitro study. *Clin Implant Dent Relat Res* 2014 Aug;16(4):471-8.
77. Razi T, Niknami M, Alavi Ghazani F. Relationship between Hounsfield Unit in CT Scan and Gray Scale in CBCT. *J Dent Res Dent Clin Dent Prospects* 2014 Spring; 8(2):107-10.
78. Mah P, Reeves TE, McDavid WD. Deriving Hounsfield units using grey levels in cone beam computed tomography. *Dentomaxillofac Radiol* 2010; 39:323-35.
79. Reeves TE, Mah P, McDavid WD. Deriving Hounsfield units using grey levels in cone beam CT: a clinical application. *Dentomaxillofac Radiol* 2012; 41:500-8.
80. Parsa A, Ibrahim N, Hassan B, Motroni A, van der Stelt P, Wismeijer D. Reliability of voxel gray values in cone beam computed tomography for preoperative implant planning assessment. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2012; 27:1438-42.
81. Parsa A, Ibrahim N, Hassan B, van der Stelt P, Wismeijer D. Bone quality evaluation at dental implant site using multislice CT, micro-CT, and cone beam CT. *Clin Oral Implants Res* 2015 Jan;26(1):e1-7. doi: 10.1111/clr.12315.
82. Pittman JW, Navalgund A, Byun SH, Huang H, Kim AH, Kim DG. Primary migration of a mini-implant under a functional orthodontic loading. *Clin Oral Investig* 2014; 18:721-8.
83. Cha JY, Kil JK, Yoon TM, Hwang CJ. Miniscrew stability evaluated with computerized tomography scanning. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2010; 137:73-9.
84. Naitoh M, Hirukawa A, Katsumata A, Arijji E. Evaluation of voxel values in mandibular cancellous bone: relationship between cone-beam computed tomography and multislice helical computed tomography. *Clin Oral Implants Res* 2009; 20:503-6.

85. Valiyaparambil JV, Yamany I, Ortiz D, Shafer DM, Pendrys D, Freilich M, Mallya SM. Bone quality evaluation: comparison of cone beam computed tomography and subjective surgical assessment. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2012; 27:1271-7.
86. Liu Y, Bäuerle T, Pan L, Dimitrakopoulou-Strauss A, Strauss LG, Heiss C, Schnettler R, Semmler W, Cao L. Calibration of cone beam CT using relative attenuation ratio for quantitative assessment of bone density: a small animal study. *Int J Comput Assist Radiol Surg* 2013; 8: 733-739.
87. Kachelriess M, Sourbelle K, Kalender WA. Empirical cupping correction: a first-order raw data precorrection for conebeam computed tomography. *Med Phys* 2006; 33: 1269-1274.
88. Naitoh M, Aimiya H, Hirukawa A, Arijji E. Morphometric analysis of mandibular trabecular bone using cone beam computed tomography: an in vitro study. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2010; 25: 1093-1098.
89. Campos MJ, de Souza TS, Mota Júnior SL, Fraga MR, Vitral RW. Bone mineral density in cone beam computed tomography: Only a few shades of gray. *World J Radiol* 2014; 6(8):607-12.
90. Bernhart T, Vollgruber A, Gahleitner A, Dörtbudak O, Haas R. Alternative to the median region of the palate for placement of an orthodontic implant, *Clin Oral Implants Res* 2000 Dec;11(6):595-601.
91. Hassani A, Motamedi MHK, Tabeshfar S, Vahdati SA. The “Crescent” Graft: A New Design for Bone Reconstruction in Implant Dentistry. *J Oral Maxillofac Surg* 2009; 67:1735-1738.
92. Rodriguez-Recio O, Rodriguez-Recio C, Gallego L, Junquera L. Computed tomography and computer-aided design for locating available palatal bone for grafting: two case reports. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2010 Jan-Feb;25(1):197-200.
93. Wolford LM, Cooper RL. Alternative Donor sites for maxillary bone grafts. *J Oral Maxillofac Surg* 1985; 43:471–2.
94. Agbaje JO, Jacobs R, Maes F, Michiels K, van Steenberghe D. Volumetric analysis of extraction sockets using cone beam computed tomography: a pilot study on ex vivo jaw bone. *J Clin Periodontol* 2007; 34: 985–990.

95. Al-Ani O, Nambiar P, Ha KO, Ngeow WC. Safe zone for bone harvesting from the interforaminal region of the mandible. *Clin Oral Implants Res* 2013 Aug;24 Suppl A100:115-21.
96. Pommer B, Tepper G, Gahleitner A, Zechner W, Watzek G. New safety margins for chin bone harvesting based on the course of the mandibular incisive canal in CT. *Clin Oral Implants Res* 2008 Dec;19(12):1312-6.
97. Thakur AR, Burde K, Guttal K, Naikmasur VG. Anatomy and morphology of the nasopalatine canal using cone-beam computed tomography. *Imaging Sci Dent* 2013 Dec: 43(4):273-81.
98. Swennen GRJ, Schutyser F. Threedimensional cephalometry: spiral multislice vs cone-beam computed tomography. *Am JOrthod Dentofacial Orthop* 2006: 130:410–6.
99. Katsumata A, Hirukawa A, Noujeim M, Okumura S, Naitoh M, Fujishita M, Arijii E, Langlais RP. Image artifact in dental cone-beam CT. *OralSurg Oral Med Oral Pathol Oral RadiolEndod* 2006: 101:652–721.
100. Katsumata A, Hirukawa A, Okumura S, Naitoh M, Fujishita M, Arijii E, Langlais RP. Effects of image artifacts on gray-value density in limited-volume cone-beam computerized tomography. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2007: 104:829–36.
101. Nkenke E, Radespiel-Troger M, Wiltfang J, Schultze-Mosgau S, Winkler G, Neukam FW. Morbidity of harvesting of retromolarbone grafts: a prospective study. *Clinical Oral Implants Research* 2002: 13: 514–521.
102. Raghoobar GM, Louwarse C, Kalk WW, Vissink A. Morbidity of chin bone harvesting. *Clinical Oral Implants Research* 2001: 12: 503–507.
103. Sarmant D. CBCT. Oral and maxillofacial diagnosis and applications. Wiley Blackwell. 2014:262.
104. Doran D, Hollender L, Peck J, Girod S. Direct digital panoramic radiology and 2-D reconstructions of cone beam computed tomography in localization of the inferior alveolar canal and maxillary floor of sinus for intraosseous dental implants. *J Oral Maxillofac Surg* 2004: 62: S37–38.

105. Kamburog˘lu K, Kilic C, Ozen, T, Yüksel SP. Measurements of mandibular canal region obtained by cone-beam computed tomography: a cadaveric study. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol and Endodontics* 2009; 107: e34–42.

106. Uchida Y, Noguchi N, Goto M, Yamashita Y, Hanihara T, Takamori H, Sato I, Kawai T, Yosue T. Measurement of anterior loop length for the mandibular canal and diameter of the mandibular incisive canal to avoid nerve damage when installing endosseous implants in the interforaminal region: a second attempt introducing cone beam computed tomography. *J Oral Maxillofac Surg* 2009; 67: 744–750.

107. Maloney K, Bastidas J, Freeman K, Olson TR, Kraut RA. Cone beam computed tomography and SimPlant materialize dental software versus direct measurement of the width and height of the posterior mandible: an anatomic study. *J Oral Maxillofac Surg* 2011; 69: 1923–1929.

ANEXOS

A1. Carta aprobación proyecto de tesis



Barcelona, 22 de enero de 2014

Sr. Ramón Bernades Mayordomo
P/Baixador 7,
08195, Mira-sol

Estimado Sr.

Por la presente, le comunico que la Comisión Académica del Doctorado en Ciencias de la Salud, en su sesión del pasado 14 de enero, y una vez estudiada su solicitud ha acordado:

Se acuerda admitir al Sr. Ramón Bernades Mayordomo al Periodo de Investigación del Doctorado de Odontología.

Se acuerda aprobar el Proyecto de Tesis titulado "Análisis volumétrico mediante CBCT y Simplant® de las zonas donantes de injertos óseos intrabucales.", y nombrar al Dr. Federico Hernández Alfaro como Director de la Tesis.

Adicionalmente, se le informa que la normativa de la UIC establece que debe obtener una evaluación favorable del Comité de Ética en la Investigación, antes de la puesta en marcha de la investigación. Deberá aportar este informe cuando lo obtenga.

Aprovecho la oportunidad para saludarlo cordialmente,

Jaime Oliver Serrano
Secretario Comisión Académica
Doctorado en Ciencias de la Salud



VICERECTORAT DE RECERCA

Universitat
Internacional
de Catalunya

REGISTRE GENERAL

Sortida	<input checked="" type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
Data	23	01	14						

A2. Carta aprobació projecte CER



CARTA APROVACIÓ DIRECTA PROJECTE PEL CER

Codi de l'estudi: CIR-ELM-2014-01
Versió del protocol:1.0
Data de la versió:10/03/2014
Títol:"Anàlisis volumètric mediante CBCT y Siplant ® de las zonas donantes de injertos óseos intrabucales"

Sant Cugat del Vallès, 13 de març de 2014

Investigador: Ramon Bernades Mayordomo

Títol de l'estudi: " Anàlisis volumètric mediante CBCT y Siplant ® de las zonas donantes de injertos óseos intrabucales"

Benvolgut(da),

Valorat el projecte presentat, el CER de la Universitat Internacional de Catalunya, considera que, el contingut de la investigació, no implica cap inconvenient relacionat amb la dignitat humana, respecte als animals, ni atempta contra el medi ambient, ni té conflictes econòmics i d'interessos.

Per aquests motius, el Comitè d'Ètica de Recerca, **RESOLT FAVORABLEMENT**, emetre aquest **CERTIFICAT D'APROVACIÓ**, per que pugui ser presentat a les instàncies que així ho requereixin.

Em permeto recordar-li que si en el procés d'execució es produís algun canvi significatiu en els seus plantejaments, hauria de ser sotmès novament a la revisió i aprovació del CER.

Atentament,



Dr. Josep Argemí
President CER-UIC

A3. Carta aprobaci3n enmienda proyecto tesis



Sr. Ramon Bernades
Muntaner 26, 2^a 2^a
08011 Barcelona

Benvolgut Sr. Bernades,

Per la present em plau comunicar-li que la Comissi3n Acad3mica del Doctorat en Ci3ncies de la Salut, en la seva sessi3n del propassat 7 d'octubre, i una vegada estudiada la seva sol·licitud, va acordar aprovar el seu projecte de tesi amb t3tol "*An3lisis volum3trico mediante CBCT y Siplant[®] del maxilar anterior orientado a la toma de injertos 3seos*".

Per a qualsevol qüestió que vulgui comentar, no dubti de posar-se en contacte amb nosaltres.

Atentament,

A handwritten signature in black ink, appearing to read 'Esther Belvis', with a horizontal line underneath.

Esther Belvis
Secretaria de la Comisi3n Acad3mica Doctorado en Salud
Escuela de Doctorado
Universitat Internacional de Catalunya

Barcelona, 31 de octubre de 2014

A4. Artículo 1

VOLUMETRIC CBCT ANALYSIS OF THE PALATINE PROCESS OF THE ANTERIOR MAXILLA, A POTENTIAL SOURCE FOR BONE GRAFTS

Bernades-Mayordomo, Ramon¹; Guijarro-Martínez, Raquel²; Hernández-Alfaro, Federico³

1 DDS, PhD student. Department of Medicine, Surgery and Oral Implantology, Dental School. International University of Catalonia, Barcelona, Spain.

2 MD, PhD student. Department of Medicine, Surgery and Oral Implantology, Dental School. International University of Catalonia, Barcelona, Spain.

3 MD, DDS, PhD, FEBOMS, Prof. and Director of the Master in Oral Implantology. Department of Medicine, Surgery and Oral Implantology, Dental School. International University of Catalonia, Barcelona, Spain.

Corresponding author:

R. Bernades-Mayordomo

Department of Medicine, Surgery and Oral Implantology

Dental School. Universitat Internacional de Catalunya.

Josep Trueta, s/n 08195, Sant Cugat del Vallès, Barcelona, Spain

Tel.: 935042000 Fax: 935042001

e-mail: dr.bernades@hotmail.es

Key words: Bone graft, palatine process of the maxilla, CBCT, i-CAT[®], Simplant[®].

Short title: Volumetric CBCT analysis of the palatine process of the maxilla

Abstract

Purpose: To use cone-beam computerized tomography (CBCT) to analyze the available bone volume in the palatine process of the maxilla (PPM), a potential source of bone grafts. **Materials and methods:** 20 CBCT scans were evaluated. From the most caudal axial slice of the PPM, the bony surface was calculated cranially up to the nasal floor. The predetermined thickness of each slice was 0.9 mm. A 2-mm safety margin was established considering the incisive canal and teeth 14 to 24. A ± 0.1 mm error deviation was established for all calculations. By connecting these points and those defined at the posterior bone boundary, a surface was obtained. Subsequently, a three-dimensional (3D) image of the delimited zone was constructed and analyzed using 3D imaging software. **Results:** The study comprised 6 women and 14 men. Mean age was 39.4 ± 11.5 years. Calculated bone volume was 2.41 ± 0.785 cm³ on average. **Conclusions:** The palatine process of the maxilla contains a considerable bone volume (2.41 ± 0.785 cm³). Thus, this area should be regarded as a potential donor site for the regeneration of maxillary atrophic bones. However, as a basic study, further investigation is required before these findings lead to routine clinical application.

Introduction

The search for potential bone graft donor sites in order to reconstruct the oral and maxillofacial region has increased steadily during the past years. Although substantial investigation has permitted the incorporation of several allografts, xenografts and alloplastic materials to our routine armamentarium with the aim to enhance the reliability of implant treatments, autologous bone grafting is still considered, in most cases, the gold standard option.

The reconstruction of certain maxillofacial defects requires clinicians to obtain the autologous grafts from extraoral sites, such as the iliac crest, tibia and parietal bone. Intraoral donor sites, in the context of an adequate indication, are preferable in order to reduce morbidity, time and costs.¹² However, the intraoral zone often provides a limited source of bone volume. Nevertheless, it is possible that new potential intraoral donor sites can make alternative options available.

Little research has assessed the palatine process of the maxilla (PPM) as a potential intraoral donor site. In one study performed on dry skulls,⁸ the authors concluded that the anterior palatal region could be a reliable donor site for routine maxillofacial and oral surgery procedures. Another study provided a correlation between the upper anterior facial height and the hard palate thickness based on craniometric points.¹⁶ In 2005, Hernández-Alfaro et al.¹⁰, provided the first clinical series of patients treated with palatal core grafts for alveolar reconstruction. Based on their good clinical outcomes, the authors concluded the palatal region provides a practical, reliable source of intraoral

bone grafts with minimum added morbidity. Subsequently, Rodríguez-Recio et al.¹⁹ added two more cases to the scientific literature.

Many authors have highlighted not only the limited volume of intraoral grafts,^{12,17,21} but also the great variability that exists between individuals.^{6,16} Therefore, a precise analysis for each patient is needed.

Standard diagnostic methods, such as clinical examination, orthopantomography, or cephalograms, do not provide precise information regarding the available bone volume.⁶ Computerized tomography (CT) used in conjunction with the proper software can provide the most powerful and reliable technique for pre and postoperative assessment.¹⁵

New generation CT devices and improved protocols are diminishing the undesirable effects of ionizing radiation based on the “as low as reasonably achievable” (ALARA) principle. Nevertheless, conventional CT scanners, which are frequently restricted to hospitals or radiological centers, are costly, unergonomic and emit excessive radiation to the patient’s head and neck region, when often only a small oral area needs to be studied. Alternatively, the advent of cone-beam computerized tomography (CBCT) has provided a very convenient tool for the evaluation of the hard tissues in the dentomaxillofacial area.⁴ Its advantages include its wide accessibility, easy handling, and low radiation doses compared to conventional CT.

Based on the senior author’s favorable preliminary clinical results¹⁰ with the palatal core graft, and incorporating the enhanced diagnostic possibilities that CBCT technology and related third-party software provide, the aim of this paper

was to assess, in a structured, precise and reproducible way, the available bone volume in the PPM as an alternative source for intraoral grafts.

Material and methods:

This study was conducted according to the principles outlined in the Declaration of Helsinki (first adopted in the 18th WMA General Assembly, Helsinki, Finland, June 1964). Ethical approval was obtained from the Ethical Committee of Clinical Research (CEIC) of the Universitat Internacional de Catalunya (study number: B-16-EFP-10 approved on 3/05/2010).

The studied sample comprised the CBCT scans of 20 patients who had been referred for routine dental analysis to the Dental Clinic of the Universitat Internacional de Catalunya (Sant Cugat del Vallés, Barcelona, Spain). These patients were retrospectively selected from the Clinic's database according to the following inclusion and exclusion criteria:

Inclusion criteria:

- 1) CBCT scans exploration of the entire maxillary bone.
- 2) Physical growth completed (age \geq 20 years).
- 3) Dentate from 14 to 24.

Exclusion criteria:

- 1) Developmental malformations of the maxilla.
- 2) Tumors or cysts of the hard palate.

- 3) Severe periodontitis from 14 to 24.
- 4) Presence of impacted teeth in the area of study.

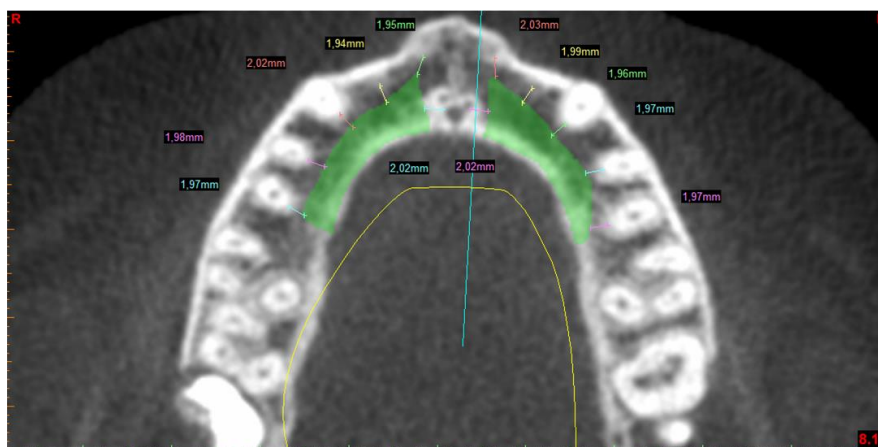
Patient confidentiality was safeguarded in accordance with the Organic Law 15/1999. There was no direct or indirect contact with any of the studied subjects, and their personal information was appropriately separated from the study and filed for any possible audits, inspections or confirmation of information veracity. Accordingly, each patient was assigned a number (consecutive from 1 to 20). Each clinical history contained a signed "informed consent" for the obtention of a CBCT study.

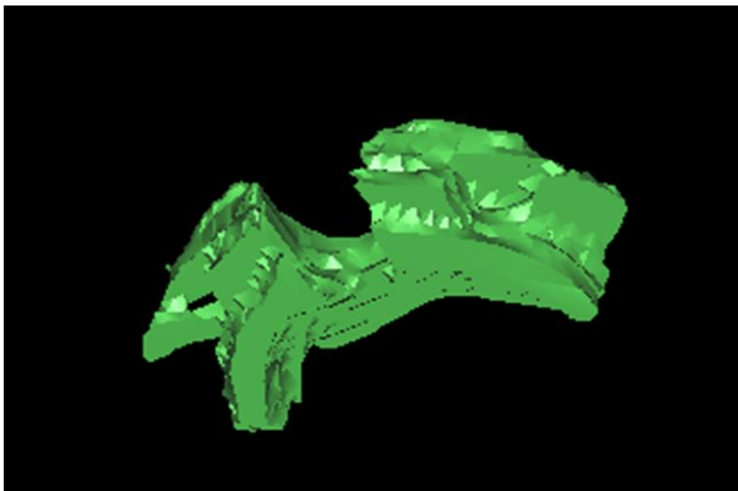
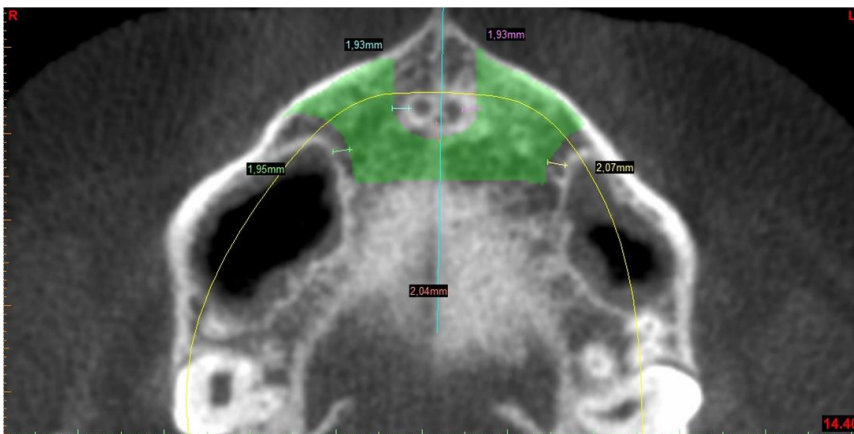
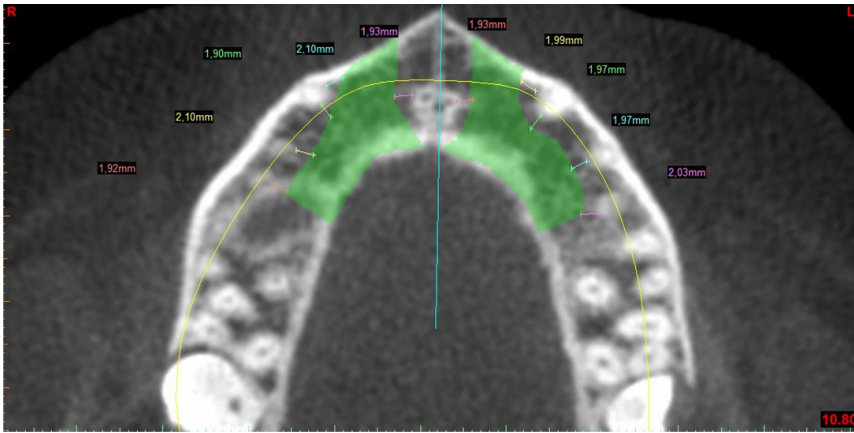
CBCT scans were obtained with the IS i-CAT® device version 17-19 (Imaging Sciences International, Hatfield, PA). The radiological parameters used were 120 kV and 5 mA; axial slice default distance was 0.300 mm and voxel size was 0.3 mm. The facial mode with the 23-cm field of view (FOV) was used. Primary images were stored as DICOM (Digital Imaging and Communication in Medicine) files.

In order to create a reproducible measurement system with the SimPlant Pro Crystal® software (Materialise, Leuven, Belgium), the following steps were followed: The dataset of the patient was opened with SimPlant. The region of interest was defined in a sagittal slice view, eliminating all unnecessary areas. By default, slice thickness was 0.300 mm. In order to obtain a thickness per slice of 0.9 mm, two segments from each slice were omitted. In *Segmentation* mode, a mask was created marking the starting point of the bone. All irrelevant areas to the study were again eliminated. Then, maximum quality was set for 3D. Once in *Planning preparation* mode, a panoramic curve was created to

facilitate the readings on the different spatial planes. Thereupon the images of the study area in axial view were obtained, working from the base of the hard palate up to the nasal floor (maintaining the latter cortical unspoiled). The next step consisted in establishing a 2-mm safety margin⁸ from tooth 14 to 24 with a margin of error of ± 0.1 mm for each slice (including teeth 15 and 25 whenever sufficient bone was present). This was done by marking a point in the medial/palatine area of each tooth (Fig. 1). The same procedure was followed for the mesial and distal wherever an adjacent tooth was not observed (usually in the longest canine roots) (Fig. 2). A 2-mm safety margin was also established around the incisive canal. In this case, three peripheral points were marked (one on either side of the paramedials and one on the middle posterior). Similarly, a 2-mm safety margin was also set wherever the maxillary sinus appeared in the most cranial slices (Fig. 3).

Once this protocol was thoroughly implemented, a surface was created by connecting these points plus those created at the posterior bony margin. For the purpose of quantitative volumetric analysis, a 3D image of the delimited zone was constructed (Fig. 4).





Subsequently, all measurements were submitted for statistical analysis using StatGraphics Plus® 5.1 (Statistical Graphics, Rockville, MD).

Results:

Table 1 displays the individual demographic characteristics and graft volume for each of the 20 analyzed patients. The CBCT scan of each patient is represented with a consecutive number from 1 to 20. The studied sample comprised 6 women and 14 men with a mean age of 39.4 ± 11.5 years. Mean graft volume of the PPM was $2.41 \pm 0.785 \text{ cm}^3$. Results are expressed in means and standard deviations because the studied sample showed a normal distribution according to the Shapiro-Wilk test ($p > 0.05$).

i-CAT number	Gender	Age	Volume (cm³)
1	M	46	2.39
2	M	69	4.12
3	M	31	2.73
4	F	40	1.96
5	M	50	1.60
6	M	43	2.08
7	M	23	2.09
8	F	42	2.98
9	M	49	1.91
10	M	31	2.89
11	M	54	1.34
12	F	23	2.73
13	F	25	1.73
14	M	34	1.96
15	F	31	4.18
16	M	39	1.68
17	M	39	1.80
18	M	30	2.80
19	M	41	3.22
20	F	48	2.17

Discussion:

Clinical experience has proven the efficiency and reliability of the PPM as a potential donor site for the 3D reconstruction of alveolar defects¹⁰. However, a method to systematically analyze an intraoral donor site using CBCT with suitable software has not yet been provided, although some studies have demonstrated the accuracy and reliability of this kind of equipment, which calculates linear and volumetric measurements.^{5,18} Some authors have evaluated the PPM with the combined use of CT and specific software,¹⁹ but unfortunately a reproducible, systematic methodology has not been provided. In fact, the number of studies assessing intraoral donor sites using conventional techniques is quite low. The summarized methodology of these papers together with that of the present study is displayed on Table 2. To the best of our knowledge, this is the first study to quantitatively assess the PPM in a structured, reproducible way combining CBCT technology and related third-party software.

AUTHORS	AREA OF STUDY	N	GRAFT MEASUREMENT TECHNIQUE	MEAN VOLUME	CT
Montazem et al. (2000)	MANDIBULAR SYMPHISIS	16 dry skulls	Water displacement	4.8 cm ³ (3.25-6.5)	NO
Gungormus & Selim Yavuz (2002)	MANDIBULAR RAMUS	16 dry skulls	Water displacement	2.36 cm ³ (SD 0.46)	NO
Kainulainen et al. (2004)	ZYGOMATIC	20 cadavers (40 samples)	Water displacement Syringe Compression	0.53 cm ³ (SD 0.25) 0.59 cm ³ (SD 0.26)	YES (linear measurements)
Hassani et al. (2005)	PALATE	21 dry skulls	Water displacement	2.03 cm ³ (SD 0.5) Dentulous 2.40 cm ³ (SD 0.75) Edentulous	YES (linear measurements)
Present study	PALATE	20 i-CAT®	SIMPLANT®	2.41 (SD 0.785)	YES (volumetric measurements)

While the use of the mandibular symphysis as a potential donor site is widely acknowledged, the first volumetric analysis of this area was not performed until

the year 2000 by Montazem et al.¹⁷ The authors reported a mean graft volume of 4.84 cm³. Two years later, Gungormus & Selim Yavuz⁷, following a similar protocol to the previous research group, published a volumetric assessment of the ascending ramus of the mandible obtaining a mean volume of 2.36 ± 0.46cm³. No CT scans were performed in either of the two papers.

Kainulainen et al.¹² focused on the zygomatic bone. Even though significantly less bone was available in this area compared to the previously mentioned donor sites, this was the first paper in which conventional CT scans were used; in this case, preoperatively in nine cadavers to take linear measurements and postoperatively to assess possible damage to the neighboring tissues.

Regarding the anterior palate, despite several authors proposed its potential as an intraoral donor site^{10,23}, Hassani et al.⁸ were the first to quantitatively analyze it for this indication. Twenty-one fixed cadavers (12 dentate and 9 edentulous maxillas) were studied. Osteotomies were performed using fissure and round burs and margins of safety were established to avoid incisive canal or root damage. A “preoperative” CT scan was taken to perform several linear measurements in order to gauge bur penetration depth, here using an inexact radiographic index. The volume of the corticocancellous block was calculated with the displacement volumetric technique. The mean volume obtained was 2.03 ± 0.5cm³ in dentate and 2.40 ± 0.75cm³ in edentulous patients.

If the methodology of our study is compared to that of Hassani et al.⁸, the anatomical limits of the latter study are unclear, the margin of error and imprecision for graft obtention is higher, and their sample is more heterogeneous. However, their results are comparable to those of the present

study. At any rate, it must be acknowledged that the study by Hassani et al.⁸ is more clinically comparable to bone harvesting than a radiographic study.

The selection of the ideal intraoral donor site should be based on several variables: location, quantity, quality, graft morphology and possible intra and postoperative complications.²⁰ Taking these factors into account, the PPM shows a number of advantages such as location, size, and type of graft. At any rate, its gold standard indication is probably the regeneration of the anterior maxilla, because there is only one surgical field required and surgery time and morbidity are significantly decreased.¹⁰

In their retrospective study on 1817 dental implants placed over a 3-year period in a referral specialty clinic, Bornstein et al.³ reported that 726 implants (40%) were inserted in the aesthetically-demanding region of the anterior maxilla (tooth 14 to 24) and bone augmentation procedures were required for 939 implants (51.7%). Still, although implant therapy in the anterior maxilla is very common and the need to regenerate this area is likewise so, only three papers that make use of the PPM graft method have been found in the literature. Hernández-Alfaro et al.¹⁰ were the first to describe a surgical technique for 3D alveolar defect reconstruction in 17 cases. Subsequently, Hassani et al.⁹ published a slight modification of the previous authors' technique in a single case report. Finally, Rodríguez-Recio et al.¹⁹ have recently published a two-case report using the PPM graft with an onlay technique in the first case, and particulating it for a sinus floor augmentation in the second.

According to Agbaje et al., the mean socket volume from tooth 14 to 24 is $0.23 \pm 0.12 \text{ cm}^3$ on average. Considering the mean PPM graft in the present study

measured $2.41 \pm 0.785 \text{ cm}^3$, the authors believe the reliability of the PPM as a donor site for restoring proximal alveolar defects is quantitatively justified. In fact, the amount of bone that can be grafted from the PPM is similar to that from the mandibular ramus, which is a well-established donor site. Moreover, the PPM provides intramembranous and corticocancellous bone. Reduced accessibility and risk of damaging the neighboring roots or even nasal and sinus perforation are considered its major drawbacks.⁹

Compared to the study by Rodríguez-Recio et al.¹⁹, who used CT for the evaluation of the PPM, a strong limitation of the present study is that Hounsfield units (HU) were not calculated²². This is due to the inherent incapability of CBCT to provide HU measurements, since scanned regions of the same density in the skull can have a different Gray scale value in the reconstructed CBCT dataset.^{13,14,22} Indeed, the most important disadvantage of CBCT imaging is the low contrast resolution and limited capability of visualizing the internal soft tissues, though some studies have tried to overcome this drawback.^{2,11}

Further limitations of this study are grounded on the fact that the purpose of this investigation is basic and not applied. Using a systematized, reproducible procedure, a particular anatomical zone was evaluated as a potential donor site for intraoral bone grafts. However, although the primary objective of the study was achieved, further research is needed in order to answer the many clinical questions that derive from the application of this technique. These questions include the definition of the best surgical approach, the most suitable means of graft obtention according to the type of defect (saw vs. trephine vs. ultrasounds,

bone block vs. particulated, etc.), and the characterization of an adequate safety zone for each case in order to minimize risks and complications.

In conclusion, the PPM provides a considerable bone volume that is similar or even superior to that contained in other previously described intraoral donor sites. Thus, this area should be regarded as a potential donor site for the regeneration of maxillary atrophic regions.

Acknowledgements

This study was approved by the ethical committee of clinical research (CEIC) of the Universitat Internacional de Catalunya (study number: B-16-EFP-10 approved on 3/05/2010).

LEGENDS:

Fig 1: Axial caudal slice

Fig 2: Axial middle slice

Fig 3: Axial cranial slice, palatal roof

Fig 4: PPM reconstruction in 3D

Table 1. Different variables

Table 2. Previous reports comparison

Bibliographical references

1. Agbaje JO, Jacobs R, Maes F, Michiels K, van Steenberghe D. Volumetric analysis of extraction sockets using cone beam computed tomography: a pilot study on ex vivo jaw bone. *J Clin Periodontol* 2007; 34:985-90.
2. Barriviera M, Duarte WR, Januário AL, Faber J, Bezerra ACB. A new method to assess and measure palatal masticatory mucosa by cone-beam computerized tomography. *J Clin Periodontol* 2009; 36: 564–568.
3. Bornstein MM, Halbritter S, Harnisch H, Weber HP, Buser D. A retrospective analysis of patients referred for implant placement to a specialty clinic: indications, surgical procedures, and early failures. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2008; 23:1109-16.
4. De Vos W, Casselman J, Swennen GRJ. Cone-beam computerized tomography (CBCT) imaging of the oral and maxillofacial region: A systematic review of the literature. *Int J Oral Maxillofac Surg* 2009; 38: 609–625.
5. Eggers G, Senoo H, Kane G, Mühling J. The accuracy of image guided surgerybased on cone beam computer tomography image data. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2009; 107:e41-8.
6. Gahleitner A, Podesser B, Schick S, Watzek G, Imhof H. Dental CT and orthodontic implants: imaging technique and assessment of available bone volume in the hard palate. *Eur J Radiol* 2004; 51:257-62.

7. Güngörmüş M, Yavuz MS. The ascending ramus of the mandible as a donor site in maxillofacial bone grafting. *J Oral Maxillofac Surg* 2002; 60:1316-8.
8. Hassani A, Khojasteh A, Shamsabad AN. The anterior palate as a donor site in maxillofacial bone grafting: a quantitative anatomic study. *J Oral Maxillofac Surg* 2005; 63:1196-200.
9. Hassani A, Motamedi MH, Tabeshfar S, Vahdati SA. The "crescent" graft: a new design for bone reconstruction in implant dentistry. *J Oral Maxillofac Surg* 2009; 67:1735-8.
10. Hernández-Alfaro F, Pagès CM, García E, Corchero G, Arranz C. Palatal core graft for alveolar reconstruction: a new donor site. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2005; 20:777-83.
11. Januário AL, Barriviera M, Duarte WR. Soft tissue cone-beam computed tomography: a novel method for the measurement of gingival tissue and the dimensions of the dentogingival unit. *J Esthet Restor Dent* 2008; 20:366-73.
12. Kainulainen VT, Sándor GK, Clokie CM, Keller AM, Oikarinen KS. The zygomatic bone as a potential donor site for alveolar reconstruction - a quantitative anatomic cadaver study. *Int J Oral Maxillofac Surg* 2004; 33:786-91.
13. Katsumata A, Hirukawa A, Noujeim M, Okumura S, Naitoh M, Fujishita M, Aiji E, Langlais RP. Image artifact in dental cone-beam CT. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2006; 101: 652–657.

14. Katsumata A, Hirukawa A, Okumura S, Naitoh M, Fujishita M, Arijji E, Langlais RP. Effects of image artifacts on gray-value density in limited-volume cone-beam computerized tomography. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2007; 104:829–836.
15. Khoury F, Antoun H, Missika P. *Bone Augmentation in Oral Implantology*. Hanover Park, IL, Quintessence Publishing, 2007.
16. Martínez C, Inzunza O, Vargas, A. Analysis of the Hard Palate as a Donor Site for Bone Grafting. *Int J Morphol* 2007; 25:289-94.
17. Montazem A, Valauri DV, St-Hilaire H, Buchbinder D. The mandibular symphysis as a donor site in maxillofacial bone grafting: a quantitative anatomic study. *J Oral Maxillofac Surg* 2000; 58:1368-71.
18. Pinsky HM, Dyda S, Pinsky RW, Misch KA, Sarment DP. Accuracy of three-dimensional measurements using cone-beam CT. *Dentomaxillofac Radiol* 2006; 35:410-6.
19. Rodríguez-Recio O, Rodríguez-Recio C, Gallego L, Junquera L. Computed tomography and computer-aided design for locating available palatal bone for grafting: two case reports. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2010; 25:197-200.
20. Silva FM, Cortez AL, Moreira RW, Mazzonetto R. Complications of intraoral donor site for bone grafting prior to implant placement. *Implant Dent* 2006; 15:420-6.
21. Sindet-Pedersen S, Enemark H. Reconstruction of alveolar clefts with mandibular or iliac crest bone grafts: a comparative study. *J Oral Maxillofac Surg* 1990; 48: 554–558.

22. Swennen GRJ, Schutyser F. Threedimensional cephalometry: spiral multislice vs cone-beam computed tomography. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2006; 130:410–416.
23. Wolford LM, Cooper RL. Alternative donor sites for maxillary bone grafts. *J Oral Maxillofac Surg* 1985; 43:471-2.

A5. Artículo 2

Research Paper

Imaging

The anterior maxilla as a potential source of bone grafts: a morphometric cone beam computed tomography analysis of different anatomical areas

R. Bernades Mayordomo
dr.bernades@hotmail.es

R. Guijarro Martínez

F. Hernández Alfaro

Medicine, Surgery and Oral Implantology Department, Dental School, Universitat Internacional de Catalunya, Sant Cugat del Vallès, Barcelona, Spain

Address: Ramon Bernades Mayordomo, Medicine, Surgery and Oral Implantology Department Dental School, Universitat Internacional de Catalunya, Josep Trueta, s/n 08195, Sant Cugat del Vallès Barcelona, Spain. Tel: +34935042000; Fax: +34935042001.

Abstract

The aim of this research was to use cone beam computed tomography (CBCT) to analyze the volume, density, and morphology of the bone available in the anterior region of the maxilla, in order to investigate its potential as a source of bone grafts. Three independent zones were evaluated: the palatine process of the maxilla (PPM), anterior nasal spine (ANS), and subnasal bone (SN). The latter was analyzed bilaterally (SN_R, SN_L). One hundred CBCT scans were evaluated. The morphometric analysis comprised volumetric and subsequent automatic density calculations, as well as linear measurements. Potential correlations among these parameters, including demographic characteristics, were investigated. The study comprised 52 women and 48 men (mean age 49.6 ± 14.5 years). The calculated bone volume averaged 2.41 ± 0.72 cm³ for PPM, 0.46 ± 0.16 cm³ for ANS, 0.58 ± 0.2 cm³ for SN_R, and 0.57 ± 0.21 cm³ for SN_L. The anterior region of the maxilla can provide a considerable amount of bone volume from different anatomical zones and should be regarded as a potential donor site for the

regeneration of maxillary atrophic bones. Further investigation is required before these findings can be applied in the routine clinical setting.

Keywords: bone graft; palatine process of the maxilla; anterior nasal spine; subnasal bone; CBCT; i-CAT; SIMPLANT; donor site

The search for reliable bone graft donor sites is a constant aim of clinicians dedicated to oral and maxillofacial reconstruction. Although substantial investigation has resulted in the incorporation of several allografts, xenografts, and alloplastic materials into the routine armamentarium, autologous bone grafting is still considered, in most cases, the gold standard option.¹⁻⁴

The reconstruction of certain maxillofacial defects requires clinicians to obtain autologous grafts from extraoral sites such as the iliac crest, tibia, and parietal bone. Alternatively, intraoral donor sites may be preferable for certain indications in order to reduce morbidity, time, and costs.⁵ The disadvantage of these is that they often provide limited bone volume.⁵⁻⁷ In addition, the great variability that exists between individuals has been highlighted.^{8,9} Hence, an individualized analysis of each case is crucial.

Used in conjunction with the appropriate software, computed tomography (CT) provides the most powerful and reliable technique for pre- and postoperative assessment.¹⁰ However, the advent of cone beam computed tomography (CBCT) has provided a very convenient tool for the evaluation of the hard tissues in the dentomaxillofacial area. Advantages of CBCT include its wide accessibility, easy handling, and low radiation doses compared to conventional CT.¹¹

Unexpectedly, the number of studies assessing intraoral donor sites – even with conventional radiological techniques – is quite low.^{5,6,12,13} In fact, only one recent publication reports the combined use of CBCT and accurate volumetric measurements with a structured and reproducible method.¹⁴

Traditionally, the anterior region of the maxilla has been considered a recipient site for bone grafts. Very few studies have considered it as a donor site.¹⁵⁻¹⁸ To date, three different zones have been described for this purpose: the palatine process of the maxilla (PPM), anterior nasal spine (ANS), and subnasal bone (SN).

The present study investigators have recently described a specific methodology for the morphometric evaluation of the PPM using CBCT technology and a related third-party software.¹⁴ Based on the favourable preliminary results, the aim of this study was to assess the available bone volume, density, and morphology of the anterior region

of the maxilla in a structured, precise, and reproducible way, and thereby to demonstrate its potential application as an alternative source of intraoral grafts.

Materials and methods

A retrospective analysis of the CBCT scans of 100 patients who had been referred to a university dental clinic for routine dental evaluation was performed. Patients were selected from the centre database according to the following inclusion criteria: CBCT imaging of the entire maxillary bone, complete physical growth (age ≥ 20 years), and dentate (from tooth 14 to 24). Patients with developmental malformations of the maxilla, tumours or cysts of the hard palate, severe periodontitis involving the region from tooth 14 to 24, and impacted teeth in the area of study were excluded from further evaluation.

The study was conducted in accordance with the principles outlined in the Declaration of Helsinki (first adopted at the 18th World Medical Association General Assembly, Helsinki, Finland, June 1964). Ethical approval was obtained from the local ethics committee of clinical research. Written informed consent for CBCT analysis was obtained for each case. Patient confidentiality was safeguarded in compliance with the 15/1999 Organic Law. There was no direct or indirect contact with any of the study subjects, and their personal information was appropriately separated from the study database and filed for any possible audits, inspections, or confirmation of information veracity. Accordingly, each patient was assigned a number (consecutive from 1 to 100).

CBCT scans were obtained with an i-CAT device version 17–19 (Imaging Sciences International, Hatfield, PA, USA). The radiological parameters used were 120 kV and 5 mA; the axial slice default distance was 0.300 mm and the voxel size was 0.3 mm³. The facial mode with 23-cm field of view (FOV) was used. Primary images were stored as DICOM (Digital Imaging and Communication in Medicine) files.

The metric analysis was performed as described in a previous publication.¹⁴ This methodology was applied to each of the three anatomical regions studied: PPM, ANS, and SN. The patient's dataset was opened in SIMPLANT Pro 16.0 software (Materialise, Leuven, Belgium). The region of interest was defined in a sagittal slice view, eliminating all unnecessary areas. By default, the slice thickness was 0.3 mm. In order to obtain a thickness per slice of 0.9 mm, two segments from each slice were omitted. In 'segmentation mode', a mask was created marking the starting point of the bone. All areas irrelevant to the study were again eliminated. Then, maximum quality was set for the three-dimensional (3D) analysis. Once in 'planning preparation mode', a panoramic curve was created to facilitate the readings on the different spatial planes.

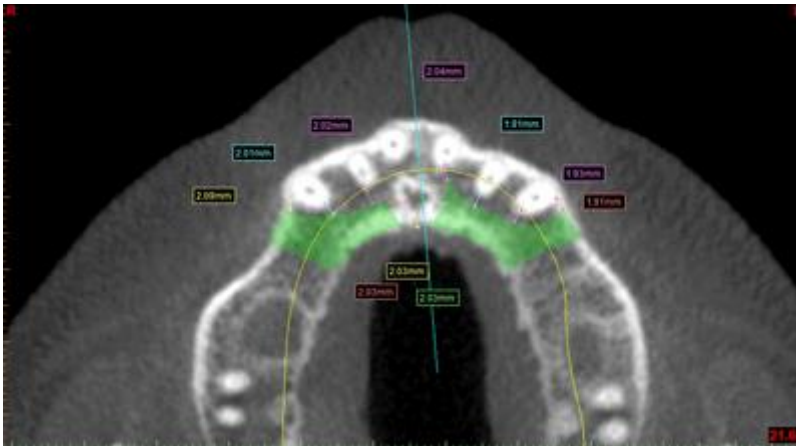


Fig. 2 Palatine process of the maxilla: axial middle slice.

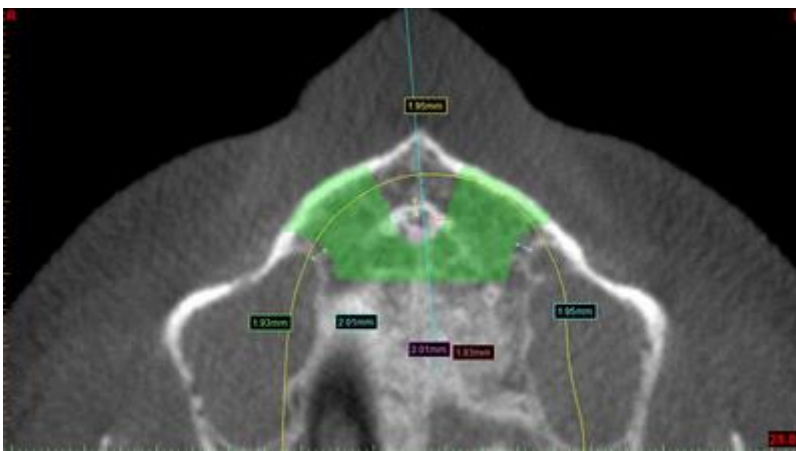


Fig. 3 Palatine process of the maxilla: axial cranial slice.

For ANS, the starting slice was 2 mm above the apices of the upper central incisors (UCI). The ending slice was the nasal floor. The anterior margin was the facial buccal plate, the posterior margin was 2 mm anterior to the incisive canal, and the lateral margins were projected lines 2 mm from both distal apices of the UCI (Fig. 4).

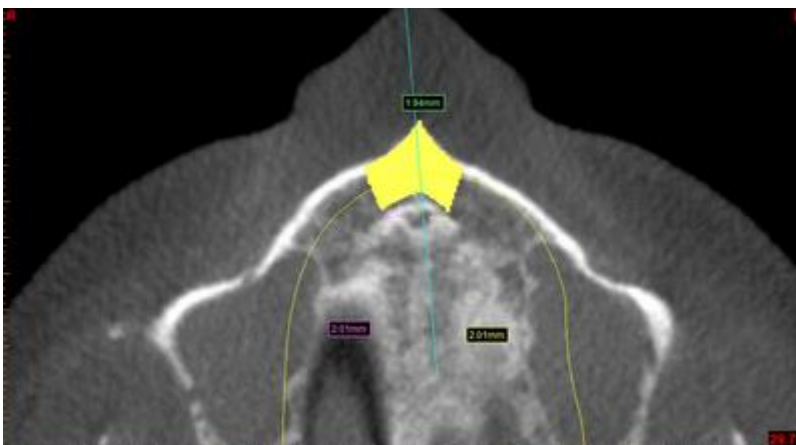


Fig. 4 Anterior nasal spine: axial middle slice.

The SN area was assessed bilaterally (SN_R, SN_L). The starting slice was 2 mm above the apices of the upper lateral incisors (ULI). The ending slice was the nasal

floor. The anterior margin was the facial buccal plate, the posterior margin was the posterior bony margin of the palatal vault (never beyond 14 and 24), and the lateral margins were projected imaginary lines from the distal apices of the UCI to the mesial apices of the upper canines (UC). A 2-mm safety margin was also set between these teeth (Figs. 5 and 6).

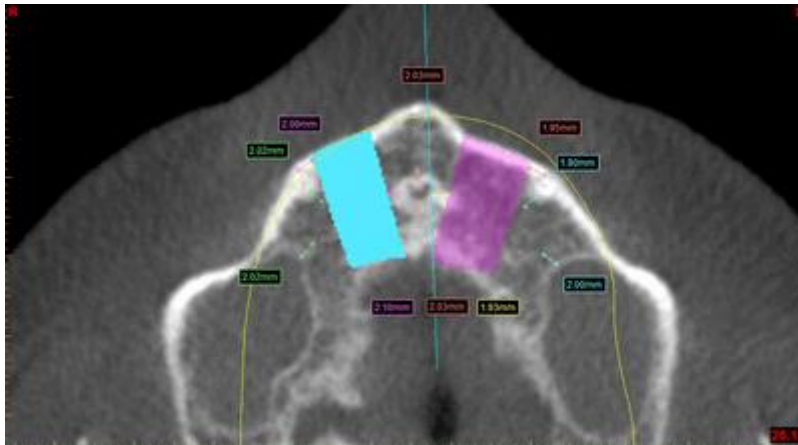


Fig. 5 Subnasal bone: axial middle slice.

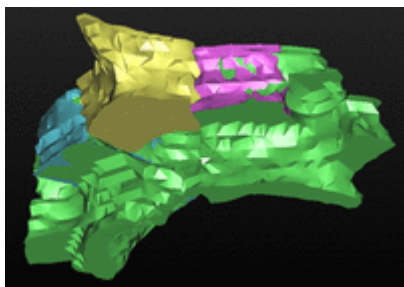


Fig. 6 Total volume reconstruction in 3D: oblique view.

After volume calculation, the mean density of each volume of interest was calculated automatically by the software.

Linear measurements were also performed in order to facilitate better understanding of the areas. These were outlined as follows: (1) For PPM, the height was the distance from the most caudal to the most cranial slice. (2) For ANS, the height was the distance from 2 mm above the apices of the UCI to the nasal floor. The width was the distance from 2 mm distal to the apex of the right UCI to 2 mm distal to the apex of the left UCI; the starting point was 2 mm above the apices of the UCI. The depth was the minimum distance from the incisive canal to the facial buccal plate; the starting point was 2 mm above the apices of the UCI. (3) For SN, the height was the distance from 2 mm above the apices of the ULI to the nasal floor. The width was the distance from 2 mm distal to the UCI to 2 mm mesial to the UC; the starting point was 2 mm above the apices of the ULI. The depth was the distance from the facial buccal plate to

the posterior bony margin of the palatal vault (never beyond 14–24); the starting point was 2 mm above the apices of the ULI.

All measurements were submitted to statistical analysis using SPSS version 15.01 software (SPSS Inc., Chicago, IL, USA). A paired *t*-test was used to assess the degree of similarity between SN_R and SN_L. Pearson's linear correlation was used to study potential correlations among the different variables and all the areas studied. A multiple linear regression test was conducted to explain relationships between individual demographic characteristics and the volumes and densities of the three areas studied.

Results

The study sample comprised 52 women and 48 men with a mean age of 49.6 ± 14.5 years. Application of a Kolmogorov–Smirnov test confirmed the normality of the sample distribution ($P > 0.200$). Figures 7–9 display the mean volume, linear, and bone density measurements obtained for the PPM, ANS, SN_R, and SN_L. Table 1 shows the results of paired *t*-tests for the comparison of SN_R and SN_L, which revealed a very high degree of symmetry.

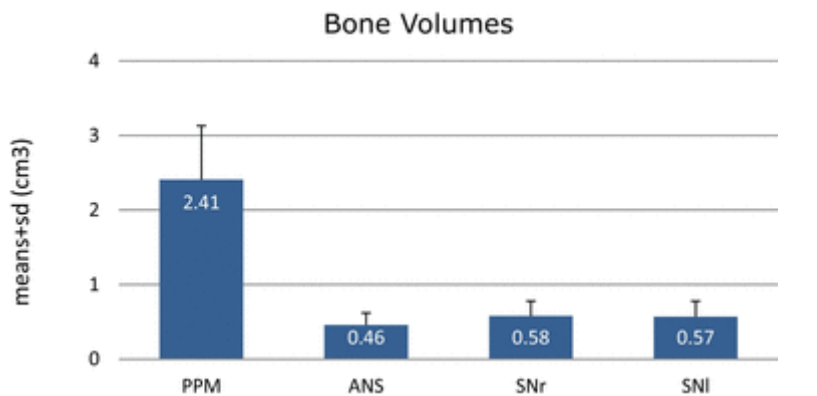


Fig. 7 Bone volumes (means and standard deviations) for the palatine process of the maxilla (PPM), anterior nasal spine (ANS), and subnasal bone (right, SN_R; left, SN_L).

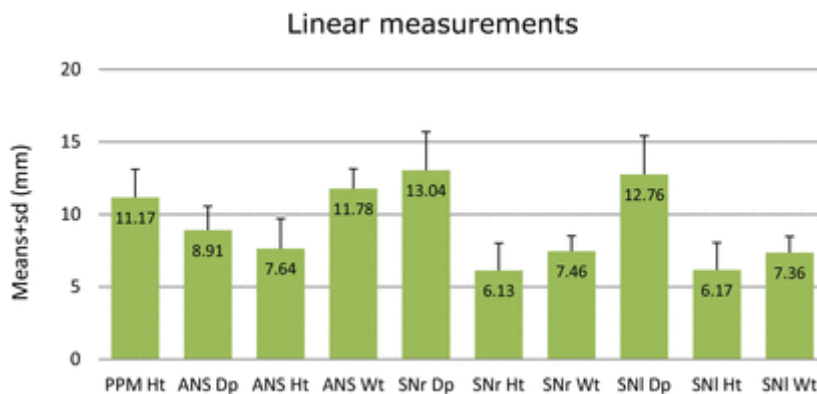


Fig. 8 Linear measurements (means and standard deviations) for the palatine process of the maxilla (PPM), anterior nasal spine (ANS), and subnasal bone (right, SNr; left, SNI) (Ht, height; Dp, depth; Wt, width).

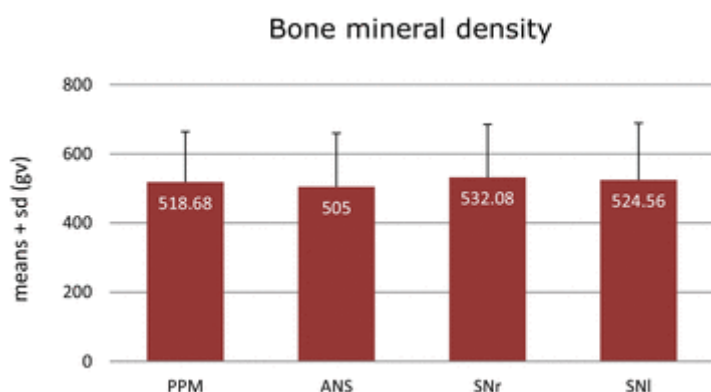


Fig. 9 Bone densities (means and standard deviations) for the palatine process of the maxilla (PPM), anterior nasal spine (ANS), and subnasal bone (right, SNr; left, SNI).

Table 1 Degree of symmetry between subnasal bone, right and left.

alt-text: Table 1

	Subnasal bone, right	Subnasal bone, left	<i>P</i> -value
Volume, cm ³	0.58 ± 0.20	0.57 ± 0.21	0.26
Depth, mm	13.04 ± 2.66	12.76 ± 2.66	0.014 ^a
Height, mm	6.13 ± 1.89	6.17 ± 1.88	0.387
Width, mm	7.46 ± 1.05	7.36 ± 1.12	0.257
Density, gv	532.08 ± 152.88	524.56 ± 164.28	0.185

^aSignificant at *P* < 0.05.

High correlation coefficients were found among the different variables (volumes and densities) and different areas studied (Table 2). Figures 10 and 11 display the results of the analysis of potential relationships between individual demographic characteristics and the volumes and densities of the three areas studied. Volumes showed different patterns and, conversely, densities reflected independency from age and sex for all areas analyzed.

Table 2 Correlations among palatine process of the maxilla (PPM), anterior nasal spine (ANS), and subnasal bone (SN) for volume and density.

alt-text: Table 2

	PPM–ANS	PPM–SN	ANS–SN
Volume	$r = 0.527$	$r = 0.744^a$	$r = 0.612$
Density	$r = 0.798$	$r = 0.942$	$r = 0.827$

^a $P < 0.001$.

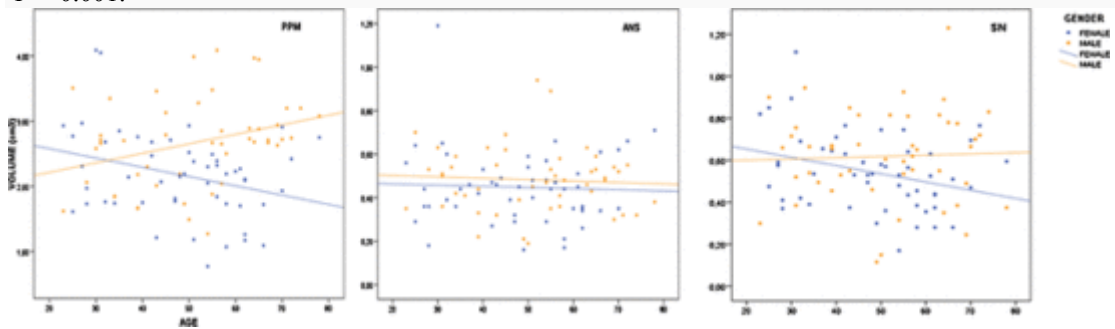


Fig. 10 Relationships between individual demographic characteristics and volumes for the palatine process of the maxilla (PPM), anterior nasal spine (ANS), and subnasal bone (SN).

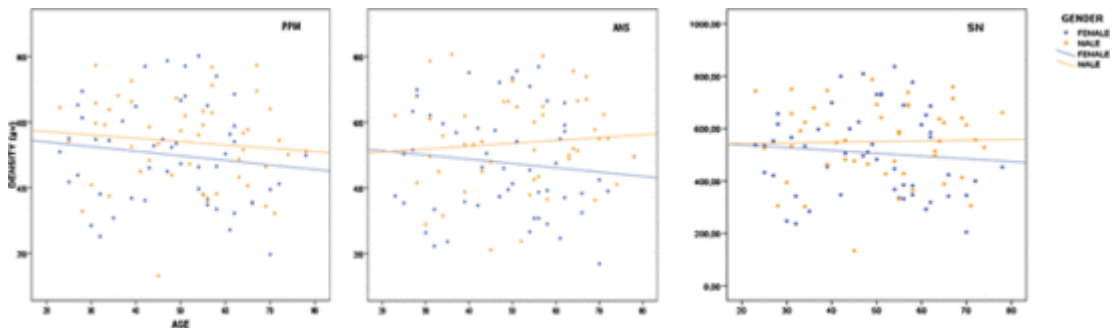


Fig. 11 Relationships between individual demographic characteristics and densities for the palatine process of the maxilla (PPM), anterior nasal spine (ANS), and subnasal bone (SN).

Discussion

PPM

Despite clinical experience supporting the efficiency and reliability of the PPM as a potential donor site for the 3D reconstruction of alveolar defects,¹⁸ it was not until 2013 that a systematic method for analyzing an intraoral donor site using CBCT with suitable software was available.¹⁴

The selection of the ideal intraoral donor site should be based on several variables: location, quantity, quality, graft morphology, and possible intra- and postoperative complications.¹⁹ Taking these factors into account, the PPM shows a number of advantages, such as location, size, and type of graft. The most appropriate indication for a PPM graft is probably the regeneration of the anterior maxilla, because there is only one surgical field required and the surgical time and morbidity are significantly decreased.¹⁸

Although implant therapy in the anterior maxilla is common, as is the need to regenerate this area,²⁰ to the authors' knowledge only three papers using the PPM graft method are available in the scientific literature. Together these add up to only 20 cases.^{18,21,22}

According to Agbaje et al.,²³ the mean socket volume from tooth 14 to 24 is $0.23 \pm 0.12 \text{ cm}^3$. Considering that the mean PPM graft in the previous pilot study¹⁴ measured $2.41 \pm 0.785 \text{ cm}^3$, it was inferred that the reliability of the PPM as a donor site for restoring proximal alveolar defects was justified quantitatively. In the present study, the application of a similar methodology to a wider sample confirmed the former findings; in fact, the results were extremely similar ($2.41 \pm 0.72 \text{ cm}^3$).

Considering these results, the amount of bone that can be grafted from the PPM is similar to that from the mandibular ramus,¹³ which is a well-established donor site. Moreover, the PPM provides intramembranous and corticocancellous bone. Reduced accessibility and the risk of damaging the neighbouring roots or causing nasal and sinus perforations are considered its major drawbacks.²¹ The description of safe zones for bone harvesting could help reduce such complications. Accordingly, different linear measurements have been included in this new research to facilitate better understanding of these areas (Fig. 8). The PPM was found to have an average height of $11.17 \pm 1.94 \text{ mm}$. These considerable dimensions could make this donor site a particularly good option for the regeneration of vertical bone defects.¹⁸ PPM width and depth were not assessed, because setting specific anatomical landmarks was found to be too arbitrary and clinically irrelevant, taking into account the individual characteristics of the palatal vault and the presence of the incisive canal.

ANS

No previous publications assessing the bone volume in this area were found. The present study quantitatively assessed the ANS in a structured, reproducible way, combining CBCT technology and a related third-party software. This was also the case for the analysis of the SN region.

In a clinical series of 15 cases, Cho et al. evaluated the postoperative effects of bone harvesting from the ANS on the overall nasal shape.¹⁷ The authors claimed that a block graft of 0.25–0.5 cm³ volume could be harvested easily from this area. Unfortunately, the absence of a methodological explanation limits the validity and subsequent applicability of their findings. Conversely, the present study used a methodology that had been validated previously.¹⁴ In addition, a substantially greater sample size was evaluated. It can be inferred that the present results are therefore more accurate and reliable (mean volume 0.46 ± 0.16 cm³).

Regarding linear measurements, a depth of 8.91 ± 1.65 mm was obtained. This measurement corresponds to the minimum distance between the facial buccal cortex and the incisive canal, since it was taken in its most caudal portion. As Thakur et al. observed in a series of 100 cases, the incisive foramen was always anterior to the nasopalatine foramen, indicating a posterior inclination of the incisive canal in all cases.²⁴

Mean height and width were 7.64 ± 2.07 mm and 11.78 ± 1.36 mm, respectively. These data suggest that bone blocks of $7 \times 11 \times 9$ mm (height \times width \times depth) could commonly be harvested from this area without damaging the teeth or nasopalatine neurovascular bundle. Taking these dimensions into account, together with its anatomical location and buccal approach for surgical access, the ANS graft is probably a recommendable option for the restoration of small, local bone defects.

SN

According to Yeung¹⁵ and Peñarrocha et al.,²⁵ only a 2–3 mm bone plug can be harvested from the SN region with a trephine bur. No further data are available in the scientific literature.

In the present research, the SN area was assessed bilaterally. Metric results (linear, volumetric, and densitometric) showed a very high degree of symmetry between SN_R and SN_L at all levels (Table 1). The statistical analysis revealed one significant difference only, related to the linear depth (13.04 ± 2.66 mm for SN_R vs. 12.76 ± 2.66 mm for SN_L; $t = 2.51$; $df = 99$; $P = 0.014$). Nevertheless, it should be noted that this is a sub-millimetre difference and therefore of little clinical relevance.

Volume values averaged 0.58 ± 0.20 cm³ and 0.57 ± 0.21 cm³ for SN_R and SN_L, respectively. As a result, it can be inferred that a graft of approximately 1 cm³ can be harvested with a dual buccal approach.

Linear measurements indicate that bone blocks measuring $6 \times 7 \times 13$ mm (height \times width \times depth) can be harvested from this area. Compared to the results provided by Yeung¹⁵ and Peñarrocha et al.,²⁵ the present findings suggest that a considerably larger graft is obtainable from the SN, and hence show this region to be a much more attractive source of bone grafts. At any rate, the SN graft is a variant of the PPM graft but with a vestibular approach, which implies improved accessibility. This is precisely one of the reported drawbacks of the PPM graft according to several authors.^{18,21}

High correlation coefficients were found among the volumes of the three studied areas (Table 2). In particular, the correlation between the PPM and the SN was especially high ($r = 0.744$; $P < 0.001$). This is quite a predictable relationship, since the SN graft comprises a portion of the PPM graft.

The correlation between demographic characteristics and different bone volumes was also investigated. Relationships were more evident in the PPM (analysis of variance (ANOVA), $F = 8.16$; $df = 3$; $P < 0.001$), with a clear loss of volume in women with increasing age ($t = 3.18$; $P = 0.002$). On the other hand, a progressive volumetric gain was suggested for men. Age was the only variable that introduced a statistically significant difference longitudinally between the two sexes. In the SN area, males exhibited greater volume regardless of age, and females showed a recessionary trend as well. In the ANS, complete homogeneity was observed by sex and age (ANOVA, $F = 0.46$; $df = 3$; $P = 0.710$).

The densitometric analysis revealed very similar results for the different regions studied. In fact, density showed a very high degree of correlation (Table 2). It is noteworthy that the statistical models concluded that density was independent of age and sex for all areas analyzed. These results differ from the classic female trend of bone mineral density loss with age.

It must be noted that CBCT cannot be considered the imaging technique of choice for the evaluation of bone density.²⁶ This is due to the inherent incapability of CBCT to provide Hounsfield unit (HU) measurements, since scanned regions of the same density in the skull can have different grey-scale values in the reconstructed CBCT dataset.²⁷⁻²⁹ However, substantial efforts have been made to address the lack of reliability of such results.³⁰⁻³⁴ Moreover, some authors have claimed that grey-scale values in CBCT may sometimes be comparable to real HU.^{30,31,35-39} Consequently, the mean bone mineral density of the anterior region of the maxilla can be estimated to be analogous to category D3 in the Misch classification.

Furthermore, the method error was not assessed for the different volume definitions. Evaluating intra-observer reliability could have added value to the present study, since the radiological boundaries used are not rigid anatomical landmarks.

Further limitations of this study are grounded in the fact that the purpose of the investigation was basic and not applied. Using a systematized, reproducible procedure, three anatomical zones with a limited literature context were evaluated as potential donor sites for intraoral bone grafts. Although the primary objective of the study was achieved, further research is needed to answer the numerous clinical questions that derive from the application of this methodology. These questions include the definition of the best surgical approach, and the most suitable means of obtaining the graft according to the type of defect (saw vs. trephine vs. piezoelectric surgery; bone block vs. particulated graft). In addition, the metric contributions of this study could help define safety zones for bone graft harvesting in the anterior region of the maxilla and hence minimize risks and complications.

In conclusion, the results of this study suggest that the anterior region of the maxilla comprises several alternative grafting options that provide considerable bone volume. The quantity and quality of bone grafts that can be obtained from this region are similar or even superior to those of bone grafts from other intraoral donor sites. Thus, this area can be reliably regarded as a potential donor site for the regeneration of atrophic alveolar defects.

Funding

None.

Competing interests

None.

Ethical approval

Ethical approval was obtained from the Ethics Committee of Clinical Research (CEIC) of the Universitat Internacional de Catalunya (study number CIR-ELM-2014-01, approved 10/03/2014).

Patient consent

Not required.

References

1. R. Pistilli, P. Felice, M. Piatelli, A. Nisii, C. Barausse and M. Esposito, Blocks of autogenous bone versus xenografts for the rehabilitation of atrophic jaws with dental

implants: preliminary data from a pilot randomised controlled trial, *Eur J Oral Implantol* **7**, 2014, 153–171.

2. E. Nkenke and F. Stelzle, Clinical outcomes of sinus floor augmentation for implant placement using autogenous bone or bone substitutes: a systematic review, *Clin Oral Implants Res* **20**, 2009, 124–133.
3. M.O. Klein and B. Al-Nawas, For which clinical indications in dental implantology is the use of bone substitute materials scientifically substantiated, *Eur J Oral Implantol* **4**, 2011, 11–29.
4. S.S. Jensen and H. Terheyden, Bone augmentation procedures in localized defects in the alveolar ridge: clinical results with different bone grafts and bone-substitute materials, *Int J Oral Maxillofac Implants* **24**, 2009, 218–236.
5. V.T. Kainulainen, G.K. Sándor, C.M. Clokie, A.M. Keller and K.S. Oikarinen, The zygomatic bone as a potential donor site for alveolar reconstruction—a quantitative anatomic cadaver study, *Int J Oral Maxillofac Surg* **33**, 2004, 786–791.
6. A. Montazem, D. Valauri, H. St-Hilaire and D. Buchbinder, The mandibular symphysis as a donor site in maxillofacial bone grafting: a quantitative anatomic study, *J Oral Maxillofac Surg* **58**, 2000, 1368–1371.
7. S. Sindet-Pedersen and H. Enemark, Reconstruction of alveolar clefts with mandibular or iliac crest bone grafts: a comparative study, *J Oral Maxillofac Surg* **48**, 1990, 554–558.
8. C. Martínez, O. Inzunza and A. Vargas, Analysis of the hard palate as a donor site for bone grafting, *Int J Morphol* **25**, 2007, 289–294.
9. A. Gahleitner, B. Podesser, S. Shick, G. Watzek and H. Imhof, Dental CT and orthodontic implants: imaging technique and assessment of available bone volume in the hard palate, *Eur J Radiol* **51**, 2004, 257–262.
10. F. Khoury, H. Antoun and P. Missika, Bone augmentation in oral implantology, 2007, Quintessence; Hanover Park, IL, 53–66.
11. W. De Vos, J. Casselman and G.R. Swennen, Cone-beam computerized tomography (CBCT) imaging of the oral and maxillofacial region: a systematic review of the literature, *Int J Oral Maxillofac Surg* **38**, 2009, 609–625.
12. A. Hassani, A. Khojasteh and A.N. Shamsabad, The anterior palate as a donor site in maxillofacial bone grafting: a quantitative anatomic study, *J Oral Maxillofac Surg* **63**, 2005, 1196–1200.

13. M. Güngörmüş and M. Selim Yavuz, The ascending ramus of the mandible as a donor site in maxillofacial bone grafting, *J Oral Maxillofac Surg* **60**, 2002,1316–1318.
- [14] R. Bernades-Mayordomo, R. Guijarro-Martínez and F. Hernández-Alfaro, Volumetric CBCT analysis of the palatine process of the anterior maxilla: a potential source for bone grafts, *Int J Oral Maxillofac Surg* **42**, 2013,406–410.
15. R. Yeung, Simultaneous placement of implant and bone graft in the anterior maxilla: a case report, *Int J Oral Maxillofac Implants* **19**, 2004, 892–895.
16. D. Buser, S.T. Chen, H.P. Weber and U.C. Belser, Early implant placement following single-tooth extraction in the esthetic zone: biologic rationale and surgical procedures, *Int J Periodontics Restorative Dent* **28**, 2008,441–451.
17. Y.S. Cho, K.G. Hwang and C.J. Park, Postoperative effects of anterior nasal spine bone harvesting on overall nasal shape, *Clin Oral Implants Res* **24**, 2013, 618–622.
18. F. Hernández Alfaro, C. Martí, E. García, G. Corchero and C. Arranz, Palatal core graft for alveolar reconstruction: a new donor site, *Int J Oral Maxillofac Implants* **20**, 2005, 777–783.
19. F.M. Silva, A.L. Cortez, R.W. Moreira and R. Mazzonetto, Complications of intraoral donor site for bone grafting prior to implant placement, *Implant Dent* **15**, 2006, 420–426.
20. M.M. Bornstein, S. Halbritter, H. Harnisch, H.P. Weber and D. Buser, Current indications and surgical procedures in implant dentistry. A retrospective 3-year analysis of 1206 patients receiving 1817 implants in a referring clinic, *Int J Oral Maxillofac Implants* **20**, 2008, 1109–1116.
21. A. Hassani, M.H. Motamedi, S. Tabeshfar and S.A. Vahdati, The crescent graft: a new design for bone reconstruction in implant dentistry, *J Oral Maxillofac Surg* **67**, 2009, 1735–1738.
22. O. Rodriguez-Recio, C. Rodriguez-Recio, L. Gallego and L. Junquera, Computed tomography and computer-aided design for locating available palatal bone for grafting: two case reports, *Int J Oral Maxillofac Implants* **25**, 2010, 197–200.
23. J.O. Agbaje, R. Jacobs, F. Maes, K. Michiels and D. van Steenberghe, Volumetric analysis of extraction sockets using cone beam computed tomography: a pilot study on ex vivo jaw bone, *J Clin Periodontol* **34**, 2007,985–990.

24. A.R. Thakur, K. Burde, K. Guttal and V.G. Naikmasur, Anatomy and morphology of the nasopalatine canal using cone-beam computed tomography, *Imaging Sci Dent* **43**, 2013, 273–281.
25. M. Peñarrocha, B. García-Mira and O. Martínez, Localized vertical maxillary ridge preservation using bone cores and a rotated palatal flap, *Int J Oral Maxillofac Implants* **20**, 2005, 131–134.
26. M.J. Campos, T.S. de Souza, S.L. Mota Júnior, M.R. Fraga and R.W. Vitral, Bone mineral density in cone beam computed tomography: only a few shades of gray, *World J Radiol* **6**, 2014, 607–612.
27. G.R. Swennen and F. Schutyser, Three dimensional cephalometry: spiral multislice vs cone-beam computed tomography, *Am J Orthod Dentofacial Orthop* **130**, 2006, 410–416.
28. A. Katsumata, A. Hirukawa, M. Noujeim, S. Okumura, M. Naitoh, M. Fujishita, et al., E.A. riji R.P. Langlais Image artifact in dental cone-beam CT, *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* **101**, 2006, 652–721.
29. A. Katsumata, A. Hirukawa, S. Okumura, M. Naitoh, M. Fujishita, E. Ariji, et al., R.P. Langlais Effects of image artifacts on gray-value density in limited-volume cone-beam computerized tomography, *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* **104**, 2007, 829–836.
30. P. Mah, T.E. Reeves and W.D. McDavid, Deriving Hounsfield units using grey levels in cone beam computed tomography, *Dentomaxillofac Radiol* **39**, 2010, 323–335.
31. T.E. Reeves, P. Mah and W.D. McDavid, Deriving Hounsfield units using grey levels in cone beam CT: a clinical application, *Dentomaxillofac Radiol* **41**, 2012, 500–508.
32. Y. Liu, T. Bäuerle, L. Pan, A. Dimitrakopoulou-Strauss, L.G. Strauss, C. Heiss, et al., Calibration of cone beam CT using relative attenuation ratio for quantitative assessment of bone density: a small animal study, *Int J Comput Assist Radiol Surg* **8**, 2013, 733–739.
33. M. Kachelriess, K. Sourbelle and W.A. Kalender, Empirical cupping correction: a first-order raw data pre-correction for cone beam computed tomography, *Med Phys* **33**, 2006, 1269–1274.
34. M. Naitoh, H. Aimiya, A. Hirukawa and E. Ariji, Morphometric analysis of mandibular trabecular bone using cone beam computed tomography: an in vitro study, *Int J Oral Maxillofac Implants* **25**, 2010, 1093–1098

A6. Tablas Complementarias

T1.- GÉNERO

	N	%
Total	100	100,0%
Mujer	52	52,0%
Varón	48	48,0%

T2.- EDAD (años)

N	100
Media	49,6
Desviación típica	14,5
Mínimo	23,0
Máximo	78,0
Mediana	51,0

T3.- GRUPOS DE EDAD

	N	%
Total	100	100,0%
<40 años	29	29,0%
40-49	17	17,0%
50-59	26	26,0%
>=60 años	28	28,0%

T4.- VOLÚMENES ÓSEOS (cm3)

	N	Media	Desviación típica	Mínimo	Máximo	Mediana
Volumen PPM	100	2,41	,72	,77	4,09	2,41
Volumen ENA	100	,46	,16	,16	1,19	,46
Volumen SNd	100	,58	,20	,11	1,23	,58
Volumen SNi	100	,57	,21	,11	1,23	,56

T5.- DIMENSIONES LINEALES

	N	Media	Desviación típica	Mínimo	Máximo	Mediana
PPM Alt	100	11,17	1,94	6,30	15,30	10,80
ENA Prof	100	8,91	1,65	5,62	14,40	8,73
ENA Altura	100	7,64	2,07	2,70	13,50	8,10
ENA Anch	100	11,78	1,36	8,80	16,66	11,75
SNd Prof	100	13,04	2,66	6,40	19,04	13,28
SNd Alt	100	6,13	1,89	1,80	10,80	6,30
SNd Anch	100	7,46	1,05	4,90	9,92	7,38
SNi Prof	100	12,76	2,66	7,55	19,82	12,61
Sni Alt	100	6,17	1,88	1,80	10,80	6,30
Sni Anch	100	7,36	1,12	5,02	10,54	7,32

T6.- VARIABLES DENSITOMÉTRICAS

	N	Media	Desviación típica	Mínimo	Máximo	Mediana
Densidad PPM	100	518,68	145,30	131,00	802,00	526,50
Densidad ENA	100	505,00	154,86	168,00	807,00	507,00
Densidad SNd	100	532,08	152,88	150,00	861,00	541,00
Densidad SNi	100	524,56	164,28	117,00	838,00	531,00

T7.- VOLÚMENES ÓSEOS (cm3) según GÉNERO

		Género		
		Total	Mujer	Varón
Volumen PPM	N	100	52	48
	Media	2,41	2,17	2,67
	Desviación típica	,72	,67	,69
	Mínimo	,77	,77	1,27
	Máximo	4,09	4,09	4,09
	Mediana	2,41	2,17	2,71
Volumen ENA	N	100	52	48
	Media	,46	,45	,48
	Desviación típica	,16	,17	,15
	Mínimo	,16	,16	,19
	Máximo	1,19	1,19	,94
	Mediana	,46	,44	,49
Volumen SNd	N	100	52	48
	Media	,58	,55	,62
	Desviación típica	,20	,18	,22
	Mínimo	,11	,19	,11
	Máximo	1,23	1,12	1,23
	Mediana	,58	,53	,66
Volumen SNI	N	100	52	48
	Media	,57	,54	,61
	Desviación típica	,21	,19	,23
	Mínimo	,11	,15	,11
	Máximo	1,23	1,11	1,23
	Mediana	,56	,53	,62

T8.- DIMENSIONES LINEALES según GÉNERO

		Género		
		Total	Mujer	Varón
PPM Alt	N	100	52	48
	Media	11,17	10,37	12,03
	Desviación típica	1,94	1,75	1,77
	Mínimo	6,30	6,30	8,10
	Máximo	15,30	14,40	15,30
	Mediana	10,80	10,20	12,20
ENA Prof	N	100	52	48
	Media	8,91	8,72	9,11
	Desviación típica	1,65	1,58	1,72
	Mínimo	5,62	5,87	5,62
	Máximo	14,40	13,67	14,40
	Mediana	8,73	8,63	8,81
ENA Altura	N	100	52	48
	Media	7,64	7,34	7,97
	Desviación típica	2,07	2,21	1,87
	Mínimo	2,70	2,70	3,60
	Máximo	13,50	13,50	12,60
	Mediana	8,10	7,20	8,10
ENA Anch	N	100	52	48
	Media	11,78	11,65	11,91
	Desviación típica	1,36	1,36	1,37
	Mínimo	8,80	8,80	9,45
	Máximo	16,66	14,39	16,66
	Mediana	11,75	11,62	11,93
SNd Prof	N	100	52	48
	Media	13,04	12,65	13,45
	Desviación típica	2,66	2,73	2,56
	Mínimo	6,40	6,40	7,61
	Máximo	19,04	19,04	18,01
	Mediana	13,28	12,64	13,52
SNd Alt	N	100	52	48
	Media	6,13	5,97	6,31
	Desviación típica	1,89	1,67	2,11
	Mínimo	1,80	2,70	1,80
	Máximo	10,80	9,90	10,80
	Mediana	6,30	5,40	6,30
SNd Anch	N	100	52	48
	Media	7,46	7,30	7,63
	Desviación típica	1,05	1,01	1,07
	Mínimo	4,90	4,90	5,82
	Máximo	9,92	9,92	9,64
	Mediana	7,38	7,22	7,54
SNi Prof	N	100	52	48
	Media	12,76	12,57	12,97
	Desviación típica	2,66	2,75	2,56
	Mínimo	7,55	8,04	7,55
	Máximo	19,82	19,82	18,13
	Mediana	12,61	12,37	13,37
Sni Alt	N	100	52	48
	Media	6,17	6,02	6,33
	Desviación típica	1,88	1,63	2,13
	Mínimo	1,80	2,70	1,80
	Máximo	10,80	9,90	10,80
	Mediana	6,30	5,40	6,30
Sni Anch	N	100	52	48
	Media	7,36	7,12	7,62
	Desviación típica	1,12	1,07	1,13
	Mínimo	5,02	5,02	5,27
	Máximo	10,54	9,91	10,54
	Mediana	7,32	7,01	7,54

T9.- VARIABLES DENSITOMÉTRICAS según GÉNERO

		Género		
		Total	Mujer	Varón
Densidad PPM	N	100	52	48
	Media	518,68	499,44	539,52
	Desviación típica	145,30	151,72	136,51
	Mínimo	131,00	196,00	131,00
	Máximo	802,00	802,00	773,00
	Mediana	526,50	501,00	552,50
Densidad ENA	N	100	52	48
	Media	505,00	476,10	536,31
	Desviación típica	154,86	161,18	142,82
	Mínimo	168,00	168,00	210,00
	Máximo	807,00	769,00	807,00
	Mediana	507,00	460,50	531,50
Densidad SNd	N	100	52	48
	Media	532,08	514,75	550,85
	Desviación típica	152,88	162,88	140,55
	Mínimo	150,00	210,00	150,00
	Máximo	861,00	861,00	771,00
	Mediana	541,00	512,00	563,50
Densidad SNi	N	100	52	48
	Media	524,56	500,73	550,38
	Desviación típica	164,28	170,55	154,85
	Mínimo	117,00	187,00	117,00
	Máximo	838,00	838,00	805,00
	Mediana	531,00	493,50	538,50

T10.- VOLÚMENES ÓSEOS (cm3) según GRUPOS DE EDAD

		EDAD				
		Total	<40 años	40-49	50-59	>=60 años
Volumen PPM	N	100	29	17	26	28
	Media	2,41	2,47	2,26	2,32	2,52
	Desviación típica	,72	,70	,57	,83	,72
	Mínimo	,77	1,61	1,21	,77	1,09
	Máximo	4,09	4,09	3,46	4,09	3,97
	Mediana	2,41	2,58	2,19	2,35	2,70
Volumen ENA	N	100	29	17	26	28
	Media	,46	,48	,43	,48	,46
	Desviación típica	,16	,19	,15	,18	,12
	Mínimo	,16	,18	,16	,17	,26
	Máximo	1,19	1,19	,69	,94	,71
	Mediana	,46	,44	,45	,47	,47
Volumen SNd	N	100	29	17	26	28
	Media	,58	,63	,55	,55	,59
	Desviación típica	,20	,21	,18	,18	,23
	Mínimo	,11	,30	,11	,19	,21
	Máximo	1,23	1,12	,90	,94	1,23
	Mediana	,58	,63	,56	,57	,58
Volumen SNI	N	100	29	17	26	28
	Media	,57	,62	,56	,54	,57
	Desviación típica	,21	,19	,20	,21	,23
	Mínimo	,11	,30	,12	,11	,25
	Máximo	1,23	1,11	,95	,95	1,23
	Mediana	,56	,61	,53	,56	,52

T11.- DIMENSIONES LINEALES según GRUPOS DE EDAD

		EDAD				
		Total	<40 años	40-49	50-59	>=60 años
PPM Alt	N	100	29	17	26	28
	Media	11,17	11,46	10,69	11,03	11,29
	Desviación típica	1,94	1,70	2,03	2,13	1,97
	Mínimo	6,30	8,10	8,10	6,30	7,20
	Máximo	15,30	14,40	14,40	15,30	14,40
	Mediana	10,80	11,70	9,90	10,80	11,25
ENA Prof	N	100	29	17	26	28
	Media	8,91	9,22	8,39	9,28	8,56
	Desviación típica	1,65	1,83	1,37	1,75	1,44
	Mínimo	5,62	5,87	6,55	6,60	5,62
	Máximo	14,40	13,67	11,93	14,40	11,39
	Mediana	8,73	8,78	8,40	8,95	8,40
ENA Altura	N	100	29	17	26	28
	Media	7,64	7,80	7,04	7,36	8,10
	Desviación típica	2,07	2,42	1,97	1,77	1,96
	Mínimo	2,70	3,60	2,70	3,60	4,50
	Máximo	13,50	13,50	10,80	9,90	11,70
	Mediana	8,10	8,10	7,20	8,10	8,10
ENA Anch	N	100	29	17	26	28
	Media	11,78	11,48	11,76	11,97	11,91
	Desviación típica	1,36	1,55	1,36	1,13	1,38
	Mínimo	8,80	8,80	9,44	9,72	9,82
	Máximo	16,66	14,30	14,39	13,62	16,66
	Mediana	11,75	11,57	11,73	12,12	11,82
SNd Prof	N	100	29	17	26	28
	Media	13,04	12,70	13,05	13,56	12,89
	Desviación típica	2,66	2,76	3,17	2,51	2,43
	Mínimo	6,40	6,40	8,36	8,78	7,61
	Máximo	19,04	17,24	19,04	18,06	16,73
	Mediana	13,28	12,44	12,93	13,56	12,96
SNd Alt	N	100	29	17	26	28
	Media	6,13	6,74	5,99	5,52	6,16
	Desviación típica	1,89	1,89	1,65	1,65	2,13
	Mínimo	1,80	3,60	1,80	1,80	2,70
	Máximo	10,80	9,90	8,10	9,00	10,80
	Mediana	6,30	6,30	6,30	5,40	5,85
SNd Anch	N	100	29	17	26	28
	Media	7,46	7,49	7,35	7,71	7,26
	Desviación típica	1,05	1,26	1,00	1,04	,82
	Mínimo	4,90	4,90	5,75	5,55	5,95
	Máximo	9,92	9,92	9,45	9,64	9,32
	Mediana	7,38	7,23	7,44	7,67	7,06
SNI Prof	N	100	29	17	26	28
	Media	12,76	12,45	12,61	13,06	12,90
	Desviación típica	2,66	2,66	3,17	2,74	2,32
	Mínimo	7,55	8,04	8,26	8,19	7,55
	Máximo	19,82	17,02	19,82	18,13	16,34
	Mediana	12,61	12,55	12,01	12,53	13,46
Sni Alt	N	100	29	17	26	28
	Media	6,17	6,79	6,04	5,62	6,12
	Desviación típica	1,88	1,81	1,71	1,69	2,12
	Mínimo	1,80	3,60	1,80	1,80	3,60
	Máximo	10,80	9,90	8,10	9,00	10,80
	Mediana	6,30	7,20	6,30	5,40	5,85
Sni Anch	N	100	29	17	26	28
	Media	7,36	7,13	7,47	7,61	7,29
	Desviación típica	1,12	1,40	1,11	,94	,96
	Mínimo	5,02	5,02	5,78	5,51	5,38
	Máximo	10,54	10,54	9,60	9,91	9,50
	Mediana	7,32	7,01	7,50	7,78	7,00

T12.- VARIABLES DENSITOMÉTRICAS según GRUPOS DE EDAD

		EDAD				
		Total	<40 años	40-49	50-59	>=60 años
Densidad PPM	N	100	29	17	26	28
	Media	518,68	527,69	523,59	546,58	480,46
	Desviación típica	145,30	143,97	153,54	151,88	134,97
	Mínimo	131,00	251,00	131,00	334,00	196,00
	Máximo	802,00	773,00	787,00	802,00	773,00
	Mediana	526,50	547,00	528,00	567,50	500,00
Densidad ENA	N	100	29	17	26	28
	Media	505,00	494,69	512,06	514,85	502,25
	Desviación típica	154,86	161,30	141,24	177,87	139,96
	Mínimo	168,00	222,00	210,00	237,00	168,00
	Máximo	807,00	807,00	751,00	802,00	756,00
	Mediana	507,00	509,00	505,00	484,50	506,00
Densidad SNd	N	100	29	17	26	28
	Media	532,08	522,45	555,59	543,92	516,79
	Desviación típica	152,88	142,49	159,15	172,20	146,15
	Mínimo	150,00	253,00	150,00	325,00	210,00
	Máximo	861,00	749,00	799,00	861,00	745,00
	Mediana	541,00	546,00	537,00	532,50	546,50
Densidad SNI	N	100	29	17	26	28
	Media	524,56	508,10	547,59	549,92	504,07
	Desviación típica	164,28	163,45	179,83	171,26	152,49
	Mínimo	117,00	187,00	117,00	299,00	201,00
	Máximo	838,00	760,00	838,00	813,00	774,00
	Mediana	531,00	530,00	539,00	511,00	531,00