

UNIVERSIDAD COMPLUTENSE DE MADRID

FACULTAD DE ODONTOLOGÍA

Departamento de Medicina y Cirugía Bucofacial



**ESTUDIO DENSITOMÉTRICO EN MAXILAR Y
MANDÍBULA CON TOMOGRAFÍA COMPUTERIZADA
CUANTITATIVA**

**MEMORIA PARA OPTAR AL GRADO DE DOCTOR
PRESENTADA POR**

Santiago Merchán Morales

Bajo la dirección de los doctores

José María Martínez González

Ricardo Ortega Aranegui

Cristina Barona

Madrid, 2013

UNIVERSIDAD COMPLUTENSE DE MADRID

FACULTAD DE ODONTOLOGÍA

Departamento de Medicina y Cirugía Bucofacial



**ESTUDIO DENSITOMÉTRICO EN MAXILAR Y
MANDÍBULA CON TOMOGRAFÍA
COMPUTERIZADA CUANTITATIVA**

TESIS DOCTORAL

Santiago Merchán Morales

2012

Directores:

Prof. J. M^a. Martínez González

Prof. Ricardo Ortega Aranegui

Prof. Cristina Barona Dorado

**A mi padre, allá donde esté
A mi madre y mis hermanas**

Agradecimientos

Al Profesor Dr. José María Martínez González, por confiar en mí y hacer posible mi sueño. Sus enseñanzas y sabios consejos me han permitido crecer académicamente.

Al Profesor Dr. Ricardo Ortega Aranegui, por su desinteresado apoyo y generosa ayuda. Su enorme categoría humana y profesional ha hecho posible este trabajo.

A la Profesora Dra. Cristina Barona Dorado, por su ayuda e implicación en mi formación académica.

A los Profesores Dres. Jorge Megía Torres, Jorge Cortés-Bretón Brinkmann, Ricardo Moncada Escorcía y Vicente Vera González, por su ayuda personal y profesional.

A María del Mar Matallanas Cano, Ignacio Martín Cortés, Carmen María Toribio López y a todos los compañeros del Centro de Diagnóstico Bucofacial, por su ayuda en la parte técnica y radiológica.

A mis enfermeras Ana Sánchez Navas, Milagros del Prado, Mercedes Boyero Leal y Oliva Buítrago Girón, por hacer mi actividad profesional diaria más agradable.

A Concha Fernández Fabrellas, por estar a mi lado en los momentos difíciles dándome ánimo y cariño.

ÍNDICE

I-ANTECEDENTES Y JUSTIFICACIÓN	1
II-HIPÓTESIS DE TRABAJO Y OBJETIVOS	8
III-INTRODUCCIÓN	10
III.1- DENSIDAD ÓSEA: FACTOR DE OSTEOINTEGRACIÓN	10
III.2- DENSIDAD ÓSEA ORAL Y SISTÉMICA	14
III.3- OSTEOPOROSIS	18
III.3.1- OSTEOPOROSIS ORAL Y SISTÉMICA	18
III.3.2- OSTEOPOROSIS EN IMPLANTOLOGÍA	25
III.4- DENSIDAD ÓSEA Y ESTADO PERIODONTAL	27
III.5- EVALUACIÓN SUBJETIVA DE LA DENSIDAD ÓSEA	29
III.6- EVALUACIÓN OBJETIVA DE LA DENSIDAD ÓSEA:	
TÉCNICAS DENSITOMÉTRICAS	32
III.6.1- RADIOLOGÍA CONVENCIONAL Y DIGITAL	32
III.6.2- ABSORCIOMETRÍA RADIOLÓGICA DE DOBLE ENERGÍA: DXA	40
III.6.3- TOMOGRAFÍA COMPUTERIZADA (TC)	48
III.6.3.1- ESTRUCTURA Y FUNCIONAMIENTO	48
III.6.3.2- TIPOS DE TC	50
III.6.3.3- ESCALA HOUNSFIELD	53
III.6.3.4- MAPA DE DENSIDADES	55
III.6.4- ULTRASONOGRAFÍA CUANTITATIVA (QUS)	62
III.6.5- RESONANCIA MAGNÉTICA (MRI)	65
III.6.6- MEDIDA DEL TORQUE DE INSERCIÓN Y DE LA ESTABILIDAD DEL	
IMPLANTE (AFR)	68

III.7- POSIBLES APLICACIONES CLÍNICAS DE LA DENSITOMETRÍA

ÓSEA	75
III.7.1- TIPO DE CARGA.....	75
III.7.2- ELECCIÓN DE IMPLANTE INMEDIATO O DIFERIDO	78
III.7.3- PROTOCOLO QUIRÚRGICO	80
III.7.4- SELECCIÓN DE LOS SITIOS DE COLOCACIÓN DE IMPLANTES	81
III.7.5- SEGUIMIENTO DE LA OSTEointegración	81
III.7.6- OTRAS APLICACIONES EN CIRUGÍA BUCAL.....	82
III.7.7- DIAGNÓSTICO DE OSTEOPOROSIS	82

IV-MATERIAL Y MÉTODO

83

IV.1- MATERIAL

83

IV.1.1- RECURSOS HUMANOS

83

IV.1.2- RECURSOS FÍSICOS

83

V.1.2.1- MATERIAL RADIOLÓGICO: EQUIPO DE TC

84

V.1.2.2- MATERIAL INFORMÁTICO

84

IV.1.2.2.1- SOFTWARE ESPECÍFICO PROGRAMA QCT-PRO 3D SPINE®.....

85

IV.1.2.2.2- MATERIAL INFORMÁTICO COMPLEMENTARIO.....

88

V.1.2.3- FANTOMAS DE CALIBRACIÓN Y EXPLORACIÓN

89

V.1.2.4- FICHA DE ESTUDIO.....

91

IV.2- MÉTODO

93

IV.2.1- RECEPCIÓN DEL PACIENTE.....

93

IV.2.2- REALIZACIÓN DEL ESCÁNER DE TC

93

IV.2.3- SELECCIÓN DE LOS CASOS.....

95

IV.2.4- PROCESAMIENTO Y TRATAMIENTO DE DATOS DEL ESCÁNER.....

96

IV.2.5- CUMPLIMENTACIÓN DE LA FICHA DE ESTUDIO.....

108

IV.2.6- CONFIGURACIÓN DE LA TABLA DE RESULTADOS

110

IV.2.7- TRATAMIENTO ESTADÍSTICO

110

V-ANÁLISIS DE RESULTADOS	111
V.1- ANÁLISIS ESTADÍSTICO DESCRIPTIVO	111
V.1.1- DISTRIBUCIÓN DE LA DENSIDAD SEGÚN LA LOCALIZACIÓN SUPERIOR O INFERIOR	111
V.1.2- DISTRIBUCIÓN DE LA DENSIDAD SEGÚN LA REGIÓN ANATÓMICA	112
V.1.3- DISTRIBUCIÓN DE LA DENSIDAD SEGÚN EL SEXO	115
V.1.3.1- COMPARATIVA DE DENSIDADES POR SEXOS	119
V.1.4- DISTRIBUCIÓN DE LA DENSIDAD SEGÚN LA EDAD	121
V.1.4.1- COMPARATIVAS POR DÉCADAS	133
V.2- ANÁLISIS ESTADÍSTICO INFERENCIAL	145
VI-DISCUSIÓN	147
VI.1- TIPOS DE DENSIDADES	147
VI.2- LADO	149
VI.3- EDAD Y SEXO	150
VI.4- REGIÓN ANATÓMICA	152
VI.5- LOCALIZACIÓN SUPERIOR O INFERIOR	154
VI.6- MODELO O PATRÓN DENSITOMÉTRICO	155
VII-CONCLUSIONES	156
VIII-BIBLIOGRAFÍA	157
IX-ANEXO ESTADÍSTICO	184

I-ANTECEDENTES Y JUSTIFICACIÓN

La densidad ósea es uno de los factores de osteointegración y éxito implantológico más importantes y por ello es necesaria una evaluación lo más exacta de la misma¹⁻⁴. Desde la tradicional radiología hasta las más actuales técnicas por imagen, se han propuesto muchas metodologías para su valoración.

La radiología presenta importantes limitaciones: proporciona una densidad fotográfica (en la que se valora de forma empírica la intensidad del color negro), sólo detecta grandes disminuciones de la masa ósea (superiores a un 30%), en ella se produce una superposición de estructuras (presenta las tres dimensiones del hueso en modo de dos) y presenta una magnificación impredecible^{5,6}. Por tanto, es una técnica poco sensible y subjetiva. De este modo se obtienen las densidades aire, grasa, agua, hueso y metal.

No obstante, a pesar de estas limitaciones, algunos autores proponen valorar la densidad mandibular a partir de radiografías panorámicas mediante índices radiomorfométricos, utilizando referencias como la anchura de la cortical mandibular o el foramen mandibular. De esta manera obtenemos el índice panorámico mandibular y el cortical mandibular de Taguchi⁷.

La introducción de la Radiología digital en Odontología en 1987 supuso una mejora en la valoración densitométrica. Entre las funciones que permiten realizar los programas está la medición de la densidad ósea basada en una escala de grises, calculando el número de píxeles con un determinado nivel de gris o el porcentaje de los mismos con cambios en dichos niveles. Así, con el sistema DRS se pueden apreciar los cambios de densidad al superponer dos radiografías periapicales estandarizadas y con el sistema CADIA, cuantificarlos^{8,9}.

En los años 80 apareció la DXA (Absorciometría radiológica de doble energía), método de elección para la evaluación de la masa y densidad ósea sistémica, pero de difícil aplicación en el territorio máxilo-facial debido a su peculiar anatomía con espacios más reducidos. Además, los aparatos de DXA no pueden distinguir la densidad de hueso trabecular y cortical debido a que proyectan las tres dimensiones del hueso en modo de dos. Con esta técnica se consigue una densidad de área o superficie^{10,11}.

Los estudios experimentales con DXA en modelos animales comenzaron en el año 1992 con *Mosheiff y cols.*¹² en tibias de ratas. En 1996 *Denissen y cols.*^{13,14} midieron la densidad del hueso alveolar en perros vivos y sacrificados, en 1997 *Corten y cols.*¹⁵ en cóndilos femorales de cabras, en 2002 *Fink y cols.*¹⁶ en patas de cobayas y en 2004 *Sánchez y cols.*¹⁷ en arcadas de perros sacrificados.

Los estudios de DXA sobre humanos se iniciaron en 1993 cuando *Corten y cols.*¹⁸ estudiaron la densidad mandibular de pacientes dentados y edéntulos. Posteriormente *Horner y cols.*¹⁹ en 1996, *Southard y cols.*²⁰ en 2000, *Lindhl y cols.*²¹ en 2004 y *Drage y cols.*²² en 2007 han usado esta técnica para encontrar una posible relación entre las densidades de hueso oral y sistémico. En ese mismo año *Devlin y cols.*²³ demostraron una correlación entre densidad ósea y edad. Otros estudios se han efectuado en cadáveres humanos, como los de *Choël y cols.*²⁴ en 2003.

Los dos estudios para realizar mapas de densidades de maxilar y mandíbula con DXA corresponden a *Devlin y cols.*²⁵ en 1998 y, más recientemente, a *López Quiles y cols.*¹⁰ en 2010.

Otra técnica utilizada en densitometría es la Tomografía Computerizada (TC). Desde su invención en 1967 por Sir Godfrey Newbold Hounsfield ha sufrido una evolución gradual (hasta 6 generaciones distintas), desarrollándose variaciones o modalidades como la Tomografía Computerizada Cuantitativa (Q-CT), la Microtomografía Computerizada (microCT) y la Tomografía Computerizada Digital Volumétrica (CB-CT por Cone Beam Computerized Tomography).

La TC es útil para valorar la densidad ósea mediante una escala de grises (escala Hounsfield) que viene dada según la discriminación de los grados o valores de atenuación de los rayos X al atravesar hueso. En los primeros aparatos de TC el procesado mediante ordenador permitía diferenciar 2000 grados, con un intervalo desde el -1000 hasta el + 1000. En los aparatos de última generación hay 4100 grados, con un intervalo desde el -1024 hasta el +3076.

Utilizando la TC muchos autores han intentado realizar un mapa de densidades en maxilar y mandíbula. Este mapa sería útil en el diagnóstico preimplantológico para medir la densidad ósea del hueso receptor y así prever las

propiedades biomecánicas del mismo y la estabilidad primaria de los futuros implantes ²⁶⁻³⁷.

Los estudios en esta dirección comenzaron cuando *Schwartz y cols.*³⁸ en 1987 introdujeron el empleo de la TC para evaluar la densidad ósea como técnica preimplantológica. Posteriormente, en 1993, *Klemetti y cols.*³⁹ usaron la Q-CT para medir la densidad del hueso trabecular en mandíbulas de mujeres postmenopáusicas intentando relacionarla con las de área lumbar y cuello de fémur medidas con DXA.

En 1996 *Lindh y cols.*³⁰ midieron la densidad de hueso trabecular en mandíbulas de 15 pacientes con Q-CT. Expresaron los datos en mg Ha/cm³ y concluyeron la utilidad de esta técnica para valorar la calidad ósea de los sitios receptores de implantes.

En 2001, *Norton y Gamble*²⁶ midieron la densidad ósea con Q-CT en 139 potenciales sitios o lechos implantológicos en 32 pacientes encontrando una fuerte correlación entre valores en UH y valores de densidad subjetiva (Lekholm-Zarb) en huesos tipo I y II, pero no en tipos III y IV, habiendo un amplio rango de valores Hounsfield para cada clase ósea. Hallaron también una fuerte correlación entre densidad ósea (UH) y regiones anatómicas de la boca.

En 2003 *Shahlaie y cols.*²⁷ compararon las densidades obtenidas con Q-CT y con evaluación subjetiva (Lekholm-Zarb) en potenciales sitios o lechos implantológicos de cadáveres humanos observando una correlación significativa entre ambas mediciones y un amplio rango de UH para cada clase de Lekholm-Zarb.

En 2005 *Aranyarachkul y cols.*²⁸ realizaron mediciones densitométricas en mandíbulas de cadáveres humanos utilizando la Q-CT, la QCB-CT y la clasificación de Lekholm-Zarb. Encontraron una correlación muy alta entre la QCB-CT y la Q-CT y diferencias entre la valoración dada por la TC y la subjetiva (Lekholm-Zarb). En ésta, para cada una de las 4 clases los autores encontraron un amplio rango de valores en HU.

En 2005 *Ikumi y Tsutsumi*³⁶ midieron con TC la densidad alrededor de 56 implantes simulados en 13 pacientes, encontrando una fuerte y significativa relación entre la densidad ósea y el torque de inserción de los implantes colocados

después, lo que indica que los valores de densidad prequirúrgica pueden predecir la estabilidad inicial primaria.

En 2006 *Gómez de la Mata y cols.*⁴⁰ correlacionaron la densidad ósea obtenida con TC con la clasificación de Lekholm-Zarb, dando a cada tipo de hueso un intervalo en UH.

En 2006 *Shapurian y cols.*⁴¹ compararon las cifras densitométricas objetivas (UH) de la TC con las subjetivas (Lekholm-Zarb) en 101 pacientes y sólo encontraron significativa la relación en el tipo IV. Además, no hallaron relación entre densidad y edad, sexo, arcada y lado.

En 2006 *Lee y cols.*⁴², en un estudio sobre cadáveres humanos, compararon las densidades óseas obtenidas con cuatro métodos: clasificaciones de Misch y Lekholm-Zarb, TC convencional y CB-CT. Observaron que para notar diferencias radiográficas y táctiles de resistencia al fresado era necesaria una diferencia de 180 UH y que la densidad ósea objetiva (CT y CB-CT) estaba escasamente relacionada con el torque de inserción (a diferencia de los demás autores).

En 2006 y 2008 *Lagravère y cols.*^{37,45} determinaron el coeficiente de conversión de las unidades Hounsfield (CB-CT) a gr/cm^3 estudiando muestras de materiales de densidades conocidas. Observaron que los valores (UH) eran mayores en la CB-CT que en la TC convencional y que variaban significativamente según el método y según el software.

En dos estudios realizados en 2007 y otro en 2008, *Turkyilmaz y cols.*^{32, 34,44} midieron con TC las densidades óseas en las distintas áreas anatómicas bucales encontrando una fuerte correlación de la densidad ósea con la región anatómica de la boca y con la localización (maxilar o mandíbula). Así, observaron diferencias significativas entre áreas anteriores y posteriores del mismo hueso y entre área mandibular anterior y área maxilar posterior. No las hallaron entre mandíbula posterior y maxilar anterior³². También hallaron diferencias significativas de densidad ósea según el sexo y la edad⁴⁴.

En 2008 *de Oliveira y cols.*²⁹ correlacionaron valores densitométricos objetivos (TC) y subjetivos (Lekholm-Zarb) en hueso trabecular de maxilares y mandíbulas de 51 pacientes. En el tipo I habría más de 400 UH, en el tipo II y III

400-200 UH y en el III menos de 200 UH. Comentan la posibilidad de encontrar distintas calidades óseas en cualquiera de las regiones estudiadas y un amplio rango de densidades (UH) en cada tipo de la clasificación de Lekholm-Zarb.

En 2008 *Park y cols.*³³ realizaron con TC un exhaustivo mapa de densidades en maxilar y mandíbula de 63 pacientes. Midieron las áreas cortical y trabecular de hueso alveolar y basal por vestibular y por lingual o palatino (áreas de incisivos, caninos, premolares, molares y tuberosidad). Observaron que la mayor densidad maxilar se halla en área canina y premolar y la menor, en tuberosidad. También apreciaron que la densidad de la cortical mandibular era mayor que la maxilar, que el hueso basal presenta mayor densidad que el alveolar y que la cortical mandibular aumenta su densidad al desplazarse del área incisiva hacia el área retromolar.

En 2010, *López Quiles y cols.*¹¹ aplican el programa informático 3D Spine QCT-PRO, habitualmente utilizado en área lumbar y cadera, a un aparato de TC convencional. Este programa es el que utilizaremos en el presente trabajo y traduce las Unidades Hounsfield a densidad mineral ósea o BMD (por bone mineral density) expresada en mg Ha/cm³. Los autores efectuaron cinco mediciones en maxilar y cinco en mandíbula, demostrando la viabilidad de este programa informático en territorio maxilofacial.

Muy recientemente, en 2011 *Farré y cols.*⁴⁵ han utilizado la TC y el software Physioplanet TM^R en su estudio sobre 10 pacientes, encontrando correlación entre la densidad objetiva (UH) y la subjetiva (Lekholm-Zarb) así como entre la densidad ósea y la región anatómica de la boca.

Dada la importancia de la densidad ósea como factor de éxito implantológico consideramos que está justificado el estudio de la densidad ósea mineral (BMD) como factor más exacto al respecto, lo cual sería útil tanto en la planificación preimplantológica como en la fase postquirúrgica. En la planificación preimplantológica puede ayudar en la elección del lecho implantológico, protocolo quirúrgico, tipo de implante y tipo de carga; en la fase postquirúrgica puede ser útil en el seguimiento de la cicatrización periimplantaria durante la osteointegración y en la fase posterior de carga, al aportar datos de la mineralización periimplantaria. Por tanto, su conocimiento es un dato muy importante a la hora de plantear el tratamiento.

Teniendo en cuenta las dificultades existentes para realizar estudios densitométricos en el maxilar y la mandíbula mediante la DXA (técnica habitualmente utilizada en la valoración de la osteoporosis), teniendo en cuenta la fiabilidad probada y la utilización cada vez mayor de la tomografía computerizada (TC) utilizando el software QCT-PRO 3D SPINE[®] en la densitometría de columna vertebral y cadera y aceptando que los protocolos diagnósticos en implantología incluyen un estudio mediante TC de la zona a rehabilitar, parece lógico que la cuantificación de la densidad ósea se haga en el mismo estudio de TC que se realiza para evaluar la cantidad ósea disponible sin un aumento de dosis de radiación para el paciente y sin necesidad de efectuar otra exploración añadida.

Salvo excepciones, los estudios de TC para implantología se realizan siguiendo un protocolo general que permite valorar la cantidad de hueso disponible y la densidad del mismo obteniendo unos valores en unidades Hounsfield (HU). Pero en la mayoría de las ocasiones esta valoración de la densidad ósea es realizada por el profesional de forma subjetiva, atendiendo a su criterio, y en pocas ocasiones de una forma objetiva, contrastando los valores reales extraídos del paciente con los valores de referencia aportados por estudios publicados.

Para obtener valores de densidad ósea mineral (BMD) en gramos de hidroxapatita por unidad de volumen mediante TC, similares a los obtenidos en columna vertebral y cadera para la valoración de la osteoporosis, es necesario

efectuar la exploración TC siguiendo un protocolo específico y utilizando unos fantomas, dispositivos que en el momento de la exploración sirven como valores de referencia para que el software específico QCT-PRO 3D SPINE[®] calcule los valores reales de densidad. Estos fantomas de referencia están diseñados para el estudio de la columna vertebral y la cadera y no para el estudio de los maxilares, no existiendo dispositivos adaptados para esta zona anatómica.

Por otra parte, el programa informático obtiene los datos sobre unos volúmenes grandes de hueso en los cuerpos vertebrales o la cadera, mayores que los disponibles en maxilar y/o mandíbula, lo que puede hacer que no sea factible la medición.

Además, el programa dispone de unos valores de densidad de referencia establecidos para columna y/o cadera (no disponibles para maxilar y mandíbula) lo que hace que en el caso de los estudios maxilofaciales la comparación no sea posible ya que no tiene sentido comparar los datos densitométricos de unas estructuras con los de otras diferentes.

La comprobación de la viabilidad de los fantomas utilizados para la densitometría de columna vertebral y cadera modificando la colocación de los mismos para hacerlos operativos, la demostración de que el programa informático QCT-PRO 3D SPINE[®] es capaz de efectuar mediciones de densidad en el maxilar y la mandíbula sobre volúmenes mucho más pequeños que los existentes en la columna vertebral y la cadera y la posibilidad de obtener unos valores de referencia de la BMD para determinadas zonas del maxilar y mandíbula que proporcionen un modelo o patrón densitométrico, son razones que justifican este estudio.

Además, con los valores de BMD calculados atendiendo al sexo, a la edad y a la localización anatómica se obtendrán una serie de conclusiones para este parámetro específico.

II-HIPÓTESIS DE TRABAJO Y OBJETIVOS

HIPÓTESIS DE TRABAJO

1- Es viable la colocación de los fantasmas de referencia, utilizados en los estudios de la columna vertebral y/o cadera, en los estudios de TC de maxilar y/o mandíbula para el diagnóstico implantológico, con las modificaciones oportunas.

2- Es posible el uso del programa informático o software QCT- PRO 3D SPINE[®] para establecer mediciones de BMD en volúmenes pequeños del maxilar y/o la mandíbula en los estudios de TC de estas áreas.

3- El hueso oral presenta un modelo o patrón densitométrico.

4- La densidad del hueso oral presenta una correlación significativa con el sexo.

5- La densidad del hueso oral presenta una correlación significativa con la edad.

6- La densidad del hueso oral presenta una correlación significativa con la localización superior o inferior (maxilar o mandíbula).

7- La densidad del hueso oral presenta una correlación significativa con la región anatómica de hueso oral.

OBJETIVOS

1- Comprobar si es viable, a la par que se realizan los escáneres de maxilar y/o mandíbula protocolizados para el diagnóstico implantológico, aplicar el sistema densitométrico basado en el programa informático o software QCT-PRO 3D SPINE[®], utilizado en columna vertebral y cadera, adaptando los dispositivos necesarios para el estudio del maxilar y/o mandíbula.

2- Confirmar que el programa informático QCT-PRO 3D SPINE[®] es capaz de obtener datos de BMD en los volúmenes pequeños de maxilar y/o mandíbula.

3- Obtener valores de BMD de las diferentes regiones anatómicas del maxilar y/o mandíbula para obtener un modelo o patrón densitométrico.

4- Analizar la posible correlación de la densidad mineral ósea oral con el sexo.

5- Analizar la posible correlación de la densidad mineral ósea oral con la edad.

6- Analizar la posible correlación de la densidad ósea oral con localización superior o inferior.

7- Analizar la posible correlación de la densidad ósea oral con la la región anatómica.

III-INTRODUCCIÓN

III.1-DENSIDAD ÓSEA: FACTOR DE OSTEOINTEGRACIÓN

La densidad ósea es uno de los factores de osteointegración y éxito implantológico más importantes¹⁻⁴. Esta densidad está incluida dentro de la *calidad ósea*, concepto más amplio que engloba otros factores como las propiedades biomecánicas (escala, forma, anisotropía, conectividad, etc.), la arquitectura (grosor de la cortical, características de la red trabecular) y las propiedades del remodelado o recambio del hueso⁴⁶. Estos factores de calidad ósea también resultarían claves para el éxito implantológico y la osteointegración.

En la literatura muchos estudios corroboran un mayor índice de fracaso implantológico en hueso de poca densidad⁴⁷⁻⁵⁰. Esto se acentuaría en el hueso tipo IV, de cortical delgada y trabecular de poca densidad y escasa resistencia¹. La razón sería que el hueso poco denso puede dañarse fácilmente durante la ostectomía o durante la inserción debido a sus pobres propiedades mecánicas con la consiguiente falta de estabilidad primaria^{1,26,51}. Esto explicaría la mayor tasa de fracaso implantológico en maxilar que en mandíbula y en mandíbula posterior que en sínfisis¹.

No obstante, en estudios posteriores se ha encontrado la misma tasa de éxito implantológico en maxilar y mandíbula. *Truhlar y cols.*^{52,53} encontraron más tasa de fracaso implantológico en el hueso de máxima densidad o tipo I, quizás por la excesiva corticalización, la menor vascularización y el calentamiento producido por el fresado en hueso denso⁴⁴. Los tipos II y III presentaron la menor tasa de fracasos.

Además de la densidad o calidad ósea influyen otros factores como la cantidad de hueso, su vascularización, las cargas biomecánicas (número de implantes, longitud, diámetro, posición y dirección, fuerzas masticatorias), la relación prótesis-implante, la ausencia de infecciones bucales, la técnica quirúrgica, el diseño del implante (superficie, morfología, composición, tipo) y el tabaquismo^{1,25}.

Por tanto en el fracaso implantológico pueden estar implicadas situaciones de sobrecarga oclusal (implantes escasos, de poca longitud), escasa cantidad ósea, parafunciones (bruxismo), infecciones que contaminen el lecho (caries e infecciones periodontales deben ser erradicadas antes de la cirugía), errores en la cirugía (lecho excesivamente ancho que origina poca estabilidad primaria, mala irrigación), etc.^{1,4}.

El término Osteointegración fue introducido y acuñado por *Bränemark* en 1969 como “el contacto directo, estructural y funcional entre hueso vivo con capacidad de remodelación y la superficie del implante sometido a carga funcional”. Posteriormente, en 1981, *Schröder y cols.*⁵⁵ definieron esta unión hueso-implante como *anquilosis funcional*.

En la implantología moderna el prerequisite para el éxito implantológico es esta osteointegración, con unión o aposición de hueso directamente sobre la superficie implantaria, de forma similar a la anquilosis, sin interposición de tejido blando o fibroso (fibras de colágeno) y con estabilidad.

Esta osteointegración viene determinada por una *curación, regeneración o cicatrización ósea peri-implantaria*, que se activa tras la lesión de la preparación quirúrgica del lecho del implante. Dicha curación se fundamenta en los principios básicos de cualquier tipo de cicatrización pero con algunas peculiaridades en cuanto a la relación entre el hueso y la superficie del biomaterial y la posterior repercusión de las cargas biomecánicas⁵⁶.

En este proceso de curación se da una cronología o secuencia de fases que incluyen la neoangiogénesis, la migración de células osteoprogenitoras, la formación de hueso trabecular, la aposición de hueso lamelar y el remodelado óseo^{56,57}.

Ya en 1986 *Albrektsson y cols.*⁵⁸ y *Dale y cols.*⁵⁹ propusieron varios *criterios de éxito implantológico*: ausencia de movilidad, no radiolucidez periimplantaria, pérdida ósea vertical menor de 0,2 mm anuales tras el primer año de carga (la pérdida media normal es de 1,5-2 mm el primer año y 0,1 mm anual después), ausencia de dolor o inflamación y satisfacción del paciente.

En 2004 *Salvi y Lang* ⁶⁰ realizaron una revisión bibliográfica de los parámetros clínicos, radiográficos y bioquímicos para valorar el éxito implantológico y discriminar el estado de salud o enfermedad periimplantaria: placa bacteriana, estado de la mucosa, anchura de la mucosa queratinizada, profundidad de sondaje, análisis del fluido del surco, supuración o no, estabilidad del implante y evaluación radiográfica.

En la práctica la valoración clínica de la osteointegración o éxito implantológico se basa en *criterios radiográficos* (pérdida de hueso marginal periimplantario, ausencia de áreas radiolúcidas periimplantarias) y de *estabilidad implantaria* (ausencia de movilidad), que puede ser *primaria* (en el momento de su colocación) y *secundaria* (tras la regeneración o curación, osteointegración y remodelado) ⁶¹.

En la estabilidad primaria influye la densidad ósea, así como la cantidad de hueso, la técnica quirúrgica y el diseño del implante ⁴⁵. En la estabilidad secundaria influyen la superficie del implante y el tiempo de cicatrización ⁶¹.

La importancia de la densidad ósea como factor de osteointegración y éxito implantológico viene dada por su influencia en tres parámetros: la *estabilidad primaria* (y superficie de contacto hueso-implante o BIC por bone implant contact), el *protocolo quirúrgico* y el *tiempo de cicatrización y espera antes de la carga* ^{45,47,62,63}.

La *estabilidad primaria*, además de elemento biomecánico importante en la interfase hueso-implante, es un requisito inicial y factor crítico para la osteointegración ^{64,65}. Está directamente relacionada con el grosor del hueso cortical y con la ratio cortical-trabecular ⁶⁶⁻⁷⁰. *Motoyoshi y cols.* ^{71,72} recomiendan una anchura mínima de 1 mm de cortical (y un torque de inserción mínimo de 10 Ncm) para conseguir estabilidad primaria. *Hahn* ⁷³ asocia el hueso II con un grosor cortical de 2,5- 4 mm y el III de 1,5-2 mm.

Los tipos I, II y III ofrecerían suficiente cortical para la estabilidad primaria y suficiente resistencia para sostener el implante. El hueso tipo IV (cuya situación sería comparable a la de la osteoporosis), tendría mayor tasa de fracasos por su menor densidad, la pobre resistencia de su medular y su delgada cortical ^{1,2,52}. Ello

originaría menos BIC (25%) y menor estabilidad primaria. Dicho BIC sería de un 80% en el tipo I, de un 70% en el tipo II y de un 50% en el tipo III.

La densidad ósea determinará también el *protocolo quirúrgico*: el tipo de fresado, la profundidad y anchura de la osteotomía, el avellanado, el recontorneado óseo, el diseño del implante, la posible utilización de aditamentos con anchura menor que el diámetro de la plataforma implantaria (platform switch) para evitar la pérdida de hueso periimplantario, etc ^{47,63,74,75}.

La densidad de los huesos maxilares está fuertemente relacionada con la localización anatómica (*Norton y Gamble* ²⁶, *Turkylmaz y cols.* ³², *Farré y cols.* ⁴⁵). Habitualmente, la mayor densidad ósea se localiza en la zona anterior de la mandíbula y la zona de menor densidad es el sector posterior del maxilar ^{28,34,45,62}. En algunos trabajos la mandíbula posterior aparece más densa que la zona maxilar anterior y en otros el área maxilar anterior es más densa que la mandibular posterior ^{26,45,76}. No obstante puede haber variaciones en la densidad ósea en todas las localizaciones y el cirujano debe validar su valoración preimplantológica durante el fresado del lecho quirúrgico ^{62,76}.

III.2-DENSIDAD ÓSEA ORAL Y SISTÉMICA

La densitometría puede ser oral o sistémica y realizarse a nivel central o periférico. Con la DENSITOMETRÍA CENTRAL O AXIAL medimos la densidad ósea en el *esqueleto axial o central* (columna lumbar y fémur proximal) (Figura 1), en cualquier región del esqueleto (como maxilar o mandíbula) o incluso en el esqueleto completo. Aventaja a la periférica en cuanto a rendimiento diagnóstico debido a su capacidad de explorar las regiones de mayor interés clínico⁷⁷.

La DENSITOMETRÍA PERIFÉRICA se realiza en una región del *esqueleto periférico o de extremidades*: falanges, metacarpianos, radio, cóndilos femorales, diáfisis tibial y calcáneo⁷⁷. Sus ventajas residen en un menor coste, comodidad y menor dosis de radiación ionizante (Figura 2).

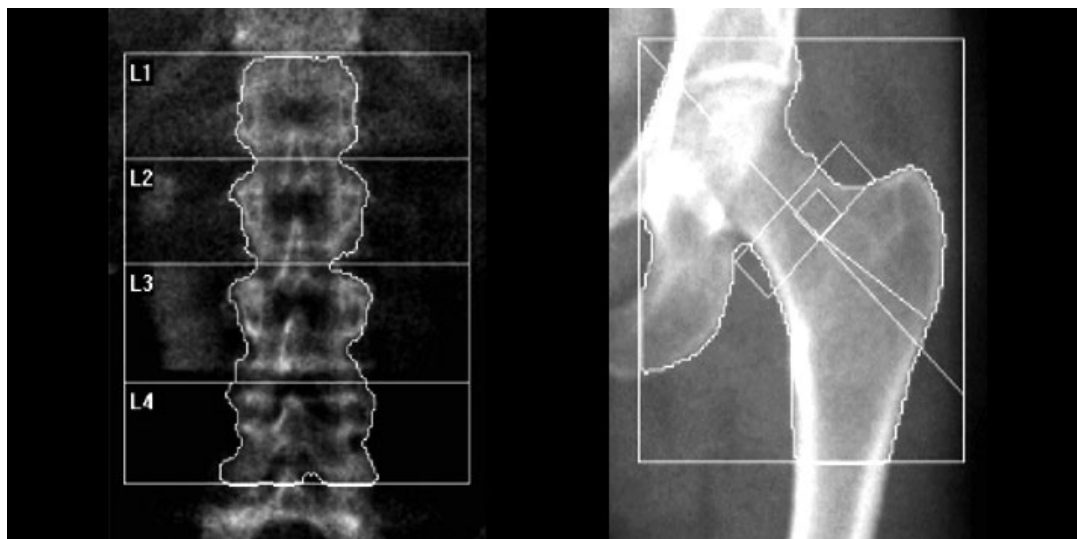


Figura 1: Imágenes de espina lumbar y cuello de fémur con DXA.



Figura 2: Densitómetros de calcáneo y antebrazo.

En el año 1997 *Díaz Curiel y cols.*⁷⁸ publicaron un estudio sobre la densidad ósea esquelética de la población española realizado con DXA. De los datos de este estudio se infiere la influencia de la edad y del sexo en dicha densidad. Estos resultados corroboran los de estudios anteriores de *Bras y cols.*⁷⁹ *Yang*⁸⁰ y *Benson y cols.*⁸¹, que ya habían demostrado con sus propios índices que la masa ósea disminuye de manera significativa a partir de la década de los cincuenta, más en mujeres que en hombres. *Verheij y cols.*⁸² observaron que la DMO (densidad mineral ósea) disminuye más rápidamente en mujeres que en hombres, sobre todo después de la menopausia y que por ello la osteoporosis es tres veces más frecuente en el sexo femenino.

Estos datos no pueden ser extrapolados automáticamente al área bucal y de hecho unos autores afirman la influencia de la edad y del sexo en la densidad ósea oral y otros la discuten.

Así, *Chöel y cols.*²⁴ y *von Wowern*⁹⁴ hallaron una relación significativa entre DMO mandibular y edad y sexo, *Southard y cols.*²⁰ la halló entre DMO del proceso alveolar maxilar y edad y *Devlin y Horner*²³ la encontraron entre DMO mandibular y edad.

En cambio *Kribbs y cols.*⁸³ no encontraron relación significativa entre edad y densidad mandibular. *Drage y cols.*²² tampoco la hallaron entre edad y DMO maxilar y mandibular (ni con el tabaquismo, factor teóricamente desmineralizante). *Shapurian y cols.*⁴¹ no hallaron correlación o asociación entre densidad ósea y

edad, sexo. *Celenk y Celenk*⁸⁴ observaron que la edad no está relacionada con la densidad mandibular. *López Quiles y cols.*¹⁰ encontraron una escasa relación (no significativa) de la edad con la DMO oral, y una falta de correlación entre ésta y el sexo. *Klein y cols.*⁸⁵ no hallaron relación entre la densidad mandibular y la edad o el sexo.

La posible relación entre densidad ósea sistémica y oral es objeto de controversia. *Verheij y cols.*⁸² y *Geraets y cols.*⁸⁶⁻⁸⁸ apreciaron una correlación entre la DMO sistémica (lumbar y femoral) y el modelo o patrón trabecular de hueso bucal observado en radiografías panorámicas y periapicales (valorado en 26 parámetros). Afirman que esa correlación, que se aprecia igual en maxilar y en mandíbula, puede ser útil en el diagnóstico de osteoporosis⁸⁸. *Jonasson y cols.*⁸⁹ observaron en radiografías periapicales una correlación entre la textura ósea alveolar mandibular y la DMO en antebrazo. Asimismo apreciaron que la densidad alveolar mandibular y su patrón trabecular estaban correlacionados con la DMO del antebrazo en mujeres, pero no en hombres. *Southard y cols.*²⁰ demostraron una correlación significativa entre DMO sistémica (columna lumbar, cadera y radio) y oral (procesos alveolares maxilar y mandibular) en mujeres caucásicas sanas. *Kribbs y cols.*^{83,90} encontraron una correlación significativa entre la densidad ósea mandibular y sistémica en mujeres normales y osteoporóticas. *Chesnut y cols.*⁶³ hallaron una relación entre la DMO sistémica y oral y entre osteopenia sistémica y oral. *Lindhl y cols.*²¹ encontraron correlación de la DMO de maxilar anterior con la DMO lumbar (pero no con la del cuello femoral). *Klemetti y cols.*⁹¹ y *Mesa Aguado y cols.*⁷ afirman que las densidades sistémica y mandibular presentan una alta correlación. *Horner y cols.*¹⁹ encontraron una correlación significativa entre la DMO mandibular y sistémica (espina lumbar, cadera y antebrazo). *Kribbs y cols.*^{83,92,93} hallaron una correlación significativa entre la densidad ósea mandibular y esquelética (lumbar y hueso radial). *Von Wowern y cols.*^{94,95} hallaron una débil relación entre la DMO de la mandíbula y las de antebrazo y espina lumbar. *Jacobs y cols.*⁹⁶ hallaron una moderada relación entre la densidad ósea mandibular y lumbar. *Celenk y Celenk*^{84,97} hallaron una baja relación entre las densidades de hueso mandibular y el de vértebras cervicales.

En cambio otros autores como *Drage y cols.*²² y *López Quiles y cols.*¹⁰ no han encontrado relación entre densidad oral y sistémica (espina lumbar y fémur).

*Devlin y Horner*²³ tampoco han hallado relación entre densidad ósea sistémica y mandibular. Ya en 1979 *Von Wowern y Melsen*⁹⁸ indicaban una falta de evidencia de relación significativa entre densidades óseas mandibular y de cresta ilíaca. La explicación de esta no correlación sería que la mandíbula consiste fundamentalmente en hueso cortical y otras áreas del esqueleto, como la cresta iliaca, están compuestas fundamentalmente por hueso trabecular^{95,98,99}.

III.3-OSTEOPOROSIS

III.3.1-OSTEOPOROSIS ORAL Y SISTÉMICA

Según la definición oficial de la OMS (Organización Mundial de la Salud) formulada en 1994, la osteoporosis es “una enfermedad generalizada del esqueleto caracterizada por masa ósea baja y alteración de la microarquitectura, con aumento de la fragilidad del mismo y consecuente tendencia a las fracturas”. Se caracteriza por una disminución de la masa y densidad óseas, aumento de los espacios trabeculares y adelgazamiento de la cortical (Figura 3). La definición clínica de osteoporosis puede basarse en la presencia de fracturas no violentas (por menor resistencia y fragilidad) o en un menor umbral de fractura^{100,101}.

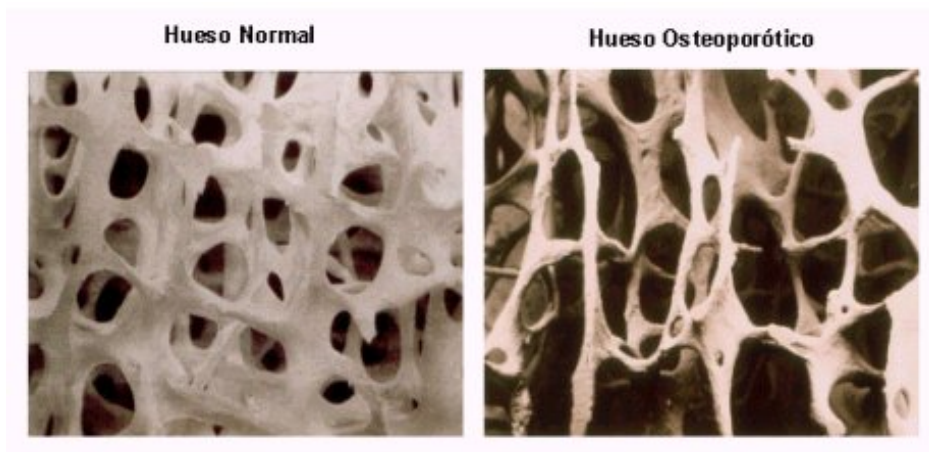


Figura 3: Hueso normal y osteoporótico.

Pero las definiciones clínicas, radiológicas y anatómicas a menudo no son paralelas y llevan a resultados conflictivos. Una menor densidad ósea no es sinónimo de mayor frecuencia de fracturas. Un diagnóstico anatómico puede ser realizado en ausencia de signos clínicos y radiológicos^{102,103}. Muchos pacientes sin fractura pueden tener una disminución de densidad ósea significativa¹⁰¹ y sujetos con fracturas pueden tener una densidad ósea similar a los de su misma edad y sexo^{90,102,104}. Así, *Ott y cols.*¹⁰⁵ encontraron una pobre correlación entre el índice de fractura y su severidad con la densidad ósea sistémica (espina lumbar, cresta ilíaca y radio).

La explicación reside en que la fuerza, resistencia o fragilidad ósea está condicionada, además de por la masa o densidad de los huesos, por la *calidad ósea*. Dicha calidad ósea está conformada por factores como la microarquitectura trabecular, índice de remodelado óseo, microfracturas o microgrietas, calidad de los cristales minerales, calidad de las fibras de colágeno, distribución de la masa ósea y grado de mineralización ^{46,106}. Estos factores, junto con las propiedades biomecánicas óseas como escala, forma, anisotropía y conectividad (número de nódulos y pilares entre las trabéculas), resultan más importantes que la densidad ósea en la resistencia ósea y susceptibilidad a las fracturas ^{31,107}.

El diagnóstico de osteoporosis (y del riesgo de fracturas por la misma) se establece clásicamente en función de los valores de la densidad mineral ósea (DMO) obtenidos en la densitometría (DXA), pero la decisión de tratar o no al paciente se basa no sólo en función de la DMO, sino en la de otros factores de riesgo ⁴⁶.

La DXA es la técnica rutinaria en el estudio de la osteoporosis pero se ha investigado la validez de las radiografías dentales en el diagnóstico de dicha enfermedad. En este sentido la Unión Europea financió en el año 2003 el *proyecto Osteodent*, programa de investigación realizado en cinco universidades europeas (Ámsterdam, Atenas, Malmö, Manchester y Leuven). Los autores ^{82,86,87,88} de estos estudios han confirmado la correlación del modelo o patrón trabecular del hueso oral con la densidad ósea sistémica (fémur y espina lumbar) y concluyen que el patrón trabecular oral predice la osteoporosis tan adecuadamente como lo hace la edad (el indicador más importante). Si se combina el patrón trabecular con la edad la sensibilidad y especificidad aumenta.

Así, *Verheij y cols.* ⁸² y *Geraets y cols.* ⁸⁷ estudiaron 4 regiones de interés o ROIs (dos en la radiografía panorámica, una en la intraoral maxilar y otra en la intraoral mandibular) en 671 mujeres de la muestra de su estudio. En cada ROI se midieron 26 características, marcadores o variables del patrón trabecular: valores de gris, sectores blancos o negros, orientación de dichos sectores (que mide la anisotropía espacial), entramado, etc. *Geraets y cols.* ⁸⁶ realizaron un estudio similar con 20 mujeres en las que estudian 6 ROIs. Posteriormente los mismos autores, en otro estudio, realizan radiografías intraorales (en maxilar y mandíbula) en 525

mujeres realizando en cada imagen dos ROIs. Observan que combinando los resultados de las ROIs de maxilar y mandíbula mejora la predicción de la DMO femoral y lumbar ⁸⁸.

En la osteoporosis se daría un desequilibrio de la remodelación ósea, un proceso de reestructuración del hueso existente que está en constante formación y reabsorción. El fenómeno equilibrado del remodelado óseo permite en condiciones normales la renovación de un 5-15 % del hueso total al año (un 5% del hueso cortical y un 20 % del trabecular) ¹⁰⁸.

Este remodelado se produce en pequeñas áreas de la cortical o de la superficie trabecular llamadas *unidades básicas multicelulares u osteonas*, donde hay osteoblastos, preosteoblastos, osteoclastos y macrófagos. Los osteoclastos reabsorben hueso y los osteoblastos forman la matriz osteoide y la mineralizan para rellenar la cavidad previamente creada ¹⁰⁹. Cada ciclo de remodelado dura de 3 a 6 meses.

El hueso cortical constituye un 80% de la masa ósea del esqueleto y el trabecular el 20% restante, pero justifica el 80% del metabolismo óseo debido a su mayor vascularización, superficie (un 60% del total) y proximidad con la médula ósea; es 10 veces más activo metabólicamente que el cortical ⁷⁷.

El remodelado óseo existe toda la vida, pero sólo hasta la tercera década el balance es positivo. Es precisamente en la treintena cuando existe la máxima masa ósea, que se mantiene con pequeñas variaciones hasta los 50 años. A partir de aquí, existe un predominio de la reabsorción y la masa ósea empieza a disminuir ¹⁰⁸.

La reabsorción siempre precede a la formación y en el esqueleto joven las cantidades de hueso reabsorbidas son similares a las neoformadas. Por esto se dice que es un proceso balanceado, acoplado en condiciones normales, tanto en el espacio como en el tiempo.

En la osteoporosis la alteración de la remodelación ósea supone una reabsorción de hueso aumentada (por una mayor actividad osteoclástica) y una osteoformación disminuida (menor número y actividad de los osteoblastos), con un turnover desequilibrado a favor de la primera ¹⁰⁸. La pérdida ósea afecta preferentemente al hueso trabecular, más activo metabólicamente. Por ello las

fracturas suceden en lugares preferentemente compuestos por hueso trabecular, como la espina lumbar.

La herramienta convencional para obtener información del remodelado o turnover óseo es la *biopsia de cresta ilíaca*, que ofrece claras diferencias entre pacientes osteoporóticos y normales. No obstante en muchos pacientes osteoporóticos el remodelado óseo puede ser normal por una fluctuación fásica de la enfermedad o porque el metabolismo haya vuelto a su normalidad ⁵².

La definición de osteoporosis sistémica es clara, pero no así la de osteoporosis oral. Los cambios osteoporóticos pueden ser observados en hueso oral, pero no hay estudios que demuestren una relación significativa entre osteoporosis sistémica y oral, siendo esta relación poco clara ^{52,92,110}. Así, la osteoporosis diagnosticada en un área no presupone su presencia en otra y la osteoporosis sistémica no va necesariamente acompañada de osteoporosis oral, aunque en muchos pacientes la osteopenia oral es secundaria a la esquelética ^{52,110,111,112}. Así, en la literatura se encuentran estudios en los que se aprecia que valores densitométricos de área lumbar, cuello de fémur o antebrazo no se correlacionan (o lo hacen débilmente) con los de mandíbula ^{39,85,94,95}. Por tanto, es más importante la valoración de la densidad del hueso local (oral) que la del hueso sistémico ⁵⁶.

Los datos histomorfométricos muestran que dicho *remodelado es focal y específico* según la localización anatómica, variando según los lugares del esqueleto y de vez en cuando dentro de un mismo sitio ^{113,114}. Por tanto, los resultados de la biopsia de cresta ilíaca no tienen reflejo necesariamente en el hueso bucal. Ya en 1979 *von Wowern y cols.* ⁹⁸ hablaban de la pobre o nula correlación entre la densidad ósea mandibular (hueso fundamentalmente cortical) y la de cresta iliaca (fundamentalmente trabecular), afirmando que la biopsia de ésta no puede predecir la densidad mandibular. *Wahner y cols.* ¹⁰⁴ demostraron la falta de correlación entre las densidades óseas trabecular y cortical en pacientes osteoporóticos. *Verna y cols.* ¹¹² observaron que los parámetros de remodelado óseo en la mandíbula y en la cresta iliaca son diferentes. Esto sería debido a la *diferente demanda funcional* de los huesos y a la *influencia de la oclusión y masticación* en el remodelado del hueso bucal. Así, las regiones que soportan tensión generan unas osteonas mayores que las zonas que reciben compresión. Asimismo hay una disminución de la densidad

ósea en la región mentoniana con la oclusión y en el ángulo mandibular cuando no hay oclusión. Por tanto, los huesos de diferentes localizaciones están sometidos a diferente estrés biomecánico, lo que influye en el remodelado óseo ¹¹⁵. Así, en pacientes desdentados el estrés es mayor en la región molar y en la rama ascendente (con el consiguiente estímulo del remodelado); en los dentados, en el hueso alveolar, apófisis coronoides y cuerpo mandibular. *Klemetti y cols.* ¹¹⁶ indicaron que la actividad muscular regula la densidad ósea mandibular de las áreas donde se insertan los músculos.

A pesar de la especificidad de la osteoporosis oral respecto a la sistémica, otros autores sostienen que están relacionadas. Así, *Horner y cols.* ¹⁹ encontraron una correlación significativa entre la DMO mandibular y sistémica (cuello femoral, espina lumbar y antebrazo), indicando la gran especificidad y sensibilidad del cuerpo mandibular en el diagnóstico de la osteoporosis. *Payne y cols.* ^{117,118} demostraron una relación entre el déficit de estrógenos en mujeres postmenopáusicas y una menor densidad ósea alveolar. También demostraron el beneficio de la terapia sustitutiva con estrógenos en la mejora de la densidad ósea alveolar. *Kribbs* ⁵⁴ sostiene que la osteoporosis sistémica tiene efecto en la oral al observar que la mandíbula de mujeres osteoporóticas presenta menos densidad ósea y una cortical más estrecha en el gonion. *Choël y cols.* ²⁴ hablan de una relación entre la osteoporosis sistémica y oral y afirman que el hueso de la mujer es más sensible a las influencias sistémicas y el del hombre a las locales (dentales). Concluyen que el hueso trabecular alveolar y cortical están afectados por las mismas influencias locales y sistémicas y que el hueso trabecular infra-alveolar está más afectado por influencias locales (estado dental). Según *Jeffcoat y Chesnut* ¹¹⁹ la osteoporosis sistémica aumenta el riesgo de osteoporosis oral al favorecer la pérdida de dientes y la reabsorción de la cresta alveolar. *Hirai y cols.* ¹²⁰ establecieron una correlación significativa entre la severidad de la osteoporosis y la reabsorción de la cresta alveolar en pacientes edéntulos. *Klemetti y cols.* ¹²¹ hallaron una clara correlación entre la DMO de la cortical vestibular mandibular y la DMO lumbar y femoral en mujeres postmenopáusicas. En la cortical lingual mandibular no hallaron esa correlación. La DMO de la cortical vestibular era significativamente mayor que la del área lingual. *Verheij y cols.* ⁸² y *Geraets y cols.* ^{86,87,88} han encontrado correlación entre el patrón trabecular del hueso bucal (en radiografías

panorámicas y periapicales) y la densidad ósea sistémica (lumbar y femoral), utilizando este dato en el diagnóstico de la osteoporosis en mujeres.

La osteoporosis aumenta con la edad, tras la menopausia y es más prevalente en mujeres que en hombres ¹¹¹. La osteoporosis postmenopáusica es debida a la deficiencia de estrógenos, con la consiguiente pérdida de hueso trabecular y cortical. La acción de los estrógenos en la densidad ósea se debe a su importante papel en la regulación del turnover óseo por su efecto positivo sobre el mismo. Los estrógenos inhiben la diferenciación de los osteoclastos, disminuyendo su número. El déficit de estrógenos disminuye la densidad ósea esquelética y oral (reabsorción acelerada por los osteoclastos) y eleva las cifras de fosfatasa alcalina en sangre (enzima que contribuyen a la mineralización de la sustancia osteoide). La terapia estrogénica puede prevenir dicha osteoporosis e incrementar la densidad ósea porque normaliza y disminuye dicho turnover óseo. *Payne y cols.*¹¹⁷ demostraron el efecto de los estrógenos en la densidad de hueso alveolar en mujeres menopáusicas. *Jacobs y cols.* ⁹⁶ demostraron que la terapia sustitutiva con estrógenos tiene efecto positivo en las densidades óseas de mandíbula y espina lumbar. Ya en 1984 *Christiansen y cols.* ¹²² demostraron que la fosfatasa alcalina está elevada en las menopáusicas y decrece con la administración de estrógenos.

La osteopenia oral comparte la misma etiología, patogénesis y factores de riesgo (edad, deficiencia de estrógenos y tabaquismo) que la sistémica. En el tratamiento de la osteoporosis postmenopáusica, se han empleado, además de los estrógenos, el raloxifeno (modulador selectivo de los receptores estrogénicos), la calcitonina, la paratohormona (PTH), el ralenato de estroncio y especialmente, los bifosfonatos ⁴⁶. La FDA (Food Drug Administration) ha aprobado en USA el uso de estrógenos y moduladores de los receptores de estrógenos (raloxifeno, bifosfonatos, alendronato) y calcitonina de salmón. De ellos, sólo los estrógenos tienen beneficio en la osteopenia oral y reabsorción de cresta alveolar por depleción estrogénica ¹⁰⁸.

Tanto en modelos animales como en pacientes se ha comprobado el efecto positivo de la calcitonina en el déficit estrogénico. En 1984 *Gruber y cols.* ¹²³ demostraron la acción de la calcitonina en postmenopáusicas con osteoporosis y observaron en la biopsia de cresta iliaca un aumento significativo de hueso total y

una disminución significativa de la reabsorción ósea. *Shen y cols.*^{124,125} indicaron que el tratamiento con calcitonina previene parcialmente la pérdida de hueso trabecular en tibia y cuello de fémur de ratas ovariectomizadas. *Li y cols.*¹²⁶ observaron el mismo efecto de la calcitonina en ratas ovariectomizadas al prevenir parcialmente la pérdida de hueso trabecular del esqueleto. Ello sugeriría el posible efecto positivo del tratamiento con calcitonina sobre el hueso trabecular en mujeres postmenopáusicas.

Los resultados de las densitometrías pueden variar según las distintas técnicas de medición, que sean axiales o periféricas, localización y tipo del hueso (según la proporción de hueso trabecular y cortical). Por tanto, distintos huesos, localizaciones y técnicas de medición producen distintos resultados¹²⁷.

Mención aparte merecen los *bifosfonatos* (BF), utilizados en el tratamiento de la osteoporosis (y otras enfermedades) porque incrementan la densidad mineral del hueso y reducen el riesgo de fracturas. Los BF se depositan en el hueso e inhiben de forma directa la reabsorción ósea (inhiben la actividad resorptiva de los osteoclastos, inducen su apoptosis, evitan su formación a partir de precursores hematopoyéticos y estimulan la producción por los osteoblastos de un factor inhibidor de osteoclastos). Los BF tienen gran afinidad por el tejido óseo, especialmente zonas que se encuentran en remodelación.

La *osteonecrosis mandibular* (ONM), complicación asociada al tratamiento con BF, consiste en la aparición de focos de necrosis óseas con exposición del hueso mandibular (o maxilar) y que tiene una curación lenta o no llega a cerrar en 6-8 semanas. Como indica la literatura, más del 90% de los casos corresponden a pacientes que reciben BF por vía intravenosa (pamidronato y ácido zolendrónico) para el tratamiento del mieloma múltiple y el cáncer metastásico de mama o próstata, mientras que los casos en pacientes que reciben los BF por vía oral para el tratamiento de la osteoporosis son raros. El hecho de que tenga lugar en la cavidad oral y especialmente en la mandíbula podría explicarse por el microtrauma constante producido por las fuerzas de masticación, lo que hace que el hueso esté en constante remodelación y los BF alcancen ahí concentraciones más elevadas que en otras partes del cuerpo. Las necesidades de reparación y remodelación del hueso se incrementan con la cirugía implantológica, y dependiendo de la dosis, vía y

tiempo de administración del fármaco dichas capacidades se verán seriamente mermadas ⁴⁶.

III.3.2-OSTEOPOROSIS EN IMPLANTOLOGÍA

En modelos experimentales animales se ha demostrado que la osteoporosis altera el proceso de osteointegración y que este cambio puede ser revertido mediante tratamiento. El hueso periimplantario en tibias de animales (ratas y conejos) con osteoporosis postovariectomía muestra una disminución de la masa, volumen y densidad óseos periimplantarios, una reducción significativa del área de contacto hueso-implante (BIC) y una reducción del soporte del mismo (*Sakakura y cols.* ¹²⁸, *Duarte y cols.* ¹²⁹, *Yamazaki y cols.* ¹³⁰, *Motohashi y cols.* ¹³¹, *Tokugawa y cols.* ¹³², *Lugero y cols.* ¹³³ y *Giro y cols.* ¹³⁴). Estos cambios suceden en hueso trabecular (no en el cortical) y pueden influir en la cicatrización y curación ósea periimplantaria. *Giro y cols.* ¹³⁵ demostraron una disminución en el torque de desinserción (directamente proporcional a la densidad ósea) de implantes integrados en tibias de ratas ovariectomizadas y que el tratamiento con alendronato y estrógenos incrementa dicho torque. El tratamiento con calcitonina puede mejorar, pero no revertir completamente el efecto de la falta de estrógenos en hueso periimplantario. La terapia sustitutoria con estrógenos tiene resultados favorables en la cicatrización periimplantaria en animales y esto sugeriría plantear este tratamiento en pacientes postmenopáusicas ^{46,136}.

Sin embargo, la extrapolación de estos resultados a humanos no es adecuada. Los estudios realizados en pacientes con osteoporosis no han demostrado diferencias en las tasas de éxito respecto a pacientes sanos y han sido contradictorios o no demostrativos ^{111,136}. Por tanto la osteoporosis no puede considerarse una contraindicación para el tratamiento implantológico dental (ni ortopédico) ^{41,46,111,137}. *Shibli y cols.* ¹³⁸ demostraron que la superficie de contacto hueso-implante (BIC) en pacientes con y sin osteoporosis es la misma. La osteoporosis oral (maxilar o mandibular) tampoco supone un mayor riesgo de fracaso implantológico, aunque es importante en la planificación la valoración del lecho implantológico ^{52,137}. La reacción ósea al implante dental sería más

dependiente del entorno local que del general (turnover óseo reflejado por la cresta iliaca) ¹¹².

No obstante, algunos autores han planteado objeciones. Así, para *Fujimoto y cols.* ¹³⁹ la osteoporosis representa una contraindicación relativa para el tratamiento implantológico. Según *Cano y cols.* ⁵⁶ la osteoporosis influye en la curación ósea porque conlleva una disminución del número y actividad de los osteoblastos, al igual que de determinados factores solubles (estrógenos, hormonas calciotrópicas y TGF β). Se ha sugerido que los cambios en la calidad de hueso (arquitectura ósea, tamaño de los cristales minerales, etc.), aún conteniendo un adecuado contenido mineral óseo (CMO), podrían reducir la resistencia del hueso y comprometer el estado del lecho receptor de los implantes ^{140,141,142}. *August y cols.* ¹³⁶ sostienen que la deficiencia estrógenica postmenopáusica y los cambios óseos asociados pueden reducir la cicatrización periimplantaria y originar menores tasas de osteointegración y mayor fracaso implantológico en maxilar (no sería tan evidente en mandíbula).

Aunque la incidencia de la osteoporosis es mayor con la edad, en las mujeres y tras la menopausia, el éxito implantológico no está correlacionado con la edad o el sexo ^{46,52,111}.

El fracaso a largo plazo de los implantes ortopédicos usados en el tratamiento de fracturas osteoporóticas es alto y aumenta con la edad. Sin embargo estos resultados no pueden ser extrapolados a los implantes dentales porque la biomecánica, los mecanismos de unión y formas de fracaso son completamente diferentes.

III.4.DENSIDAD ÓSEA Y ESTADO PERIODONTAL

Respecto a la posible relación entre DMO sistémica y estado periodontal y sobre si la osteopenia pudiera ser un factor de riesgo de periodontitis no se ha demostrado una relación clara entre la densidad mineral sistémica y el estado periodontal ⁹¹.

Hay autores que defienden esta relación. Así, *Paganini y cols.*¹⁴³ demostraron que la terapia sustitutoria con estrógenos disminuye la pérdida de dientes en mujeres postmenopáusicas. *Tezal y cols.* ¹⁴⁴ hallaron una relación entre la DMO sistémica y el estado periodontal en mujeres menopáusicas, concluyendo que había una relación (no significativa) entre la osteopenia sistémica y la pérdida de hueso alveolar interproximal y de inserción. *Klemetti y cols.* ⁹¹ y *Ward y Manson* ¹⁴⁵ comunicaron que los individuos con mayor DMO sistémica retenían más sus dientes periodontales. *Krall y cols.* ¹⁴⁶ encontraron una correlación entre la DMO sistémica y el número de dientes en mujeres menopáusicas. *Chesnut* ¹¹⁰ habla de la osteopenia oral secundaria a la respuesta inmune y/o inflamatoria a la periodontitis. Recientemente, en Mayo del 2011, *Sultan y Rao* ¹⁴⁷ hallaron una ligera relación no estadísticamente significativa entre la DMO y los parámetros pérdida de inserción gingival y pérdida de hueso alveolar en un estudio sobre menopáusicas con periodontitis crónica, afirmando que la osteopenia postmenopáusica es un factor de riesgo de la enfermedad periodontal.

En contraposición, otros autores niegan la relación entre DMO sistémica y estado periodontal. Así, *Kribbs* ⁵⁴ no halló diferencias en la evaluación periodontal entre mujeres osteoporóticas y normales. *Weyant y cols.* ¹⁴⁸ no encontraron asociación significativa entre la DMO sistémica (radio, calcáneo, fémur y cadera) y la periodontitis; simplemente algún hallazgo sugestivo que apoya una débil asociación entre estas enfermedades. Plantean que la osteopenia quizás sea sólo un débil factor de riesgo de enfermedad periodontal. *Elders y cols.* ¹⁴⁹ tampoco han hallado relación significativa entre la masa ósea sistémica (DMO lumbar y grosor de cortical en metacarpianos) y la periodontitis. *Klemetti y cols.* ⁹¹ y *Mesa Aguado y*

*cols.*⁷ afirman que la DMO sistémica es independiente del inicio, progresión y gravedad de la periodontitis.

Por lo que respecta a la posible relación entre densidad ósea oral y número de dientes *Devlin y Horner*²³ no encuentran diferencias significativas entre densidades mandibulares de mujeres dentadas o desdentadas. *Celenk y Celenk*^{84,150} afirman que el edentulismo no influiría en la calidad ósea oral y que no hay diferencia de densidad ósea entre mandíbulas dentadas y desdentadas. Podría deberse a que la mandíbula realiza una función masticatoria a pesar de estar desdentada; los músculos insertados en la mandíbula inducirían la osteogénesis y prevendrían la osteoporosis local al generar tensión e irritación.

En cambio, otros autores como *Taguchi y cols.*¹⁵¹ encuentran una relación entre densidad ósea y número de dientes. *Mesa Aguado y cols.*⁷ afirman que a mayor densidad ósea mayor es la retención de los dientes en la mandíbula. *Kribbs*⁵⁴ halló más edentulismo en mandíbulas de mujeres con osteoporosis que en normales. *Grodstein y cols.*^{152,153} han sugerido que los estrógenos pueden reducir la pérdida de dientes al comprobar su efecto positivo en postmenopáusicas y que los valores densitométricos no se correlacionan con la gravedad de la enfermedad periodontal. *Chöel*²⁴ halló diferencias significativas entre las densidades de mandíbulas dentadas y desdentadas de cadáveres.

III.5-EVALUACIÓN SUBJETIVA DE LA DENSIDAD ÓSEA

Las técnicas de evaluación de densidad ósea más usadas son el índice de *Lekholm y Zarb* (escala visual) y la percepción táctil del hueso (Misch). El sistema más antiguo es el índice descrito en 1985 por *Lekholm y Zarb*, que clasificaron el hueso en tipos I, II, III y IV según la densidad ósea y la relación cortical-medular. Según esta escala visual, en la clase I casi todo el hueso es cortical muy denso rodeando una pequeña cantidad de hueso trabecular; en la II una ancha capa de hueso cortical rodea al trabecular denso; en la III una cortical delgada rodea trabecular denso; en la IV la cortical fina rodea trabecular poco denso (Figura 4).

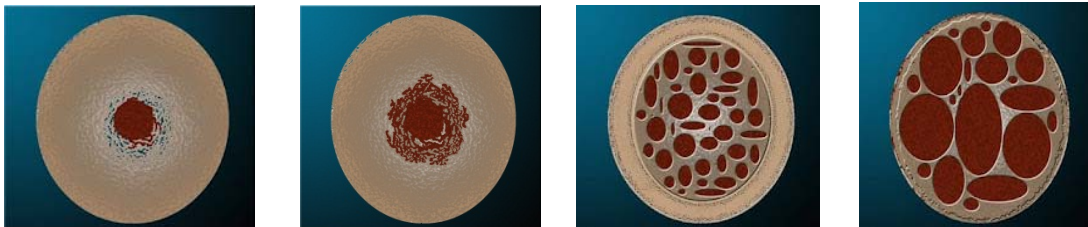


Figura 4: Huesos tipo I, II, III y IV según la clasificación de Lekholm y Zarb.

Misch ¹⁵⁴ clasificó el hueso en clases D-1, D-2, D-3 y D-4 según la sensación o percepción táctil de la dureza percibida durante el fresado de la osteotomía previa a la colocación del implante. El hueso *D-1* sería como roble o arce (cortical denso), el *D-2* como pino o abeto (cortical de denso a poroso y trabecular denso), el *D-3* como madera de balsa (cortical poroso y trabecular fino), y el *D-4* como poliestireno o gomaespuma (poca cortical y trabecular fino).

Truhlar y cols. ¹⁵⁵ utilizaron las clasificaciones de Lekholm-Zarb y de Misch para estudiar la distribución de la densidad según cuatro regiones anatómicas bucales. Encontraron que los tipos 1 y 2 eran menos frecuentes que los tipos 2 y 3, que el tipo 2 predomina en la mandíbula y el 3 es más prevalente en maxilar. La región anterior de la mandíbula sería la más densa, seguida del área mandibular posterior, maxilar anterior y maxilar posterior.

Sin embargo, cuando se practica una ostectomía, no es posible distinguir claramente estos grados de densidad ósea. Así, *Trisi y Rao*⁵¹ compararon la clasificación de Misch con la estructura histológica a partir de biopsias óseas (valoración histomorfométrica midiendo el porcentaje de trabéculas óseas sobre el total del área de la biopsia). Encontraron una fuerte correlación en los huesos D-1 y D-4 con la mayor y menor densidad histomorfométrica respectivamente, pero no así en los tipos D-2 y D-3, que presentan densidades similares. Los clínicos sólo pudieron distinguir hueso D-1 y D-4, pero no las clases intermedias (D-2 y D-3). Este dato podría explicarse considerando que la densidad real no puede ser separada en 4 tipos diferentes, sino que existe un gradiente continuo de densidad con todos los valores intermedios. Por tanto, todos los valores intermedios pueden ser encontrados y el cirujano puede tener dificultades en distinguir entre categorías cercanas, excepto en los casos de D-1 y D-4.

La dificultad en diferenciar los tipos D-2 y D-3 de Misch y II y III de Lekholm-Zarb hace que en el año 2010 *Rebaudi y cols.*³¹ propongan la *clasificación HNS* (por hard, normal y soft). El tipo H se correspondería con el D-1 y I; el N con el D-2 y D-3 y II y III y el S con el D-4 y IV.

También en el año 2010 *Cavallaro y Greenstein*⁶² proponen tres tipos de hueso según la percepción táctil en el fresado: *Td, Tm y Ts* (*tipo denso, tipo medio y tipo blando (soft type)*). El *Td* es hueso cortical o cortical con medular que ofrece notable resistencia al fresado. Normalmente existe en la cara anterior de la mandíbula. El *Tm* es una capa de hueso cortical de 2-3 mm seguida de una medular que proporciona una resistencia limitada al fresado. Se encuentra en maxilar anterior y mandíbula posterior. El *Ts* consiste en una fina capa de cortical y hueso medular de mala calidad. Se halla en la región posterior del hueso maxilar.

La dificultad en valorar objetivamente y discernir densidades cercanas queda patente en muchos estudios. Así, *Shahlaie y cols.*²⁷ encontraron diferencias significativas entre la valoración subjetiva (Lekholm-Zarb) y por Q-CT (Unidades Hounsfield) en maxilares y mandíbulas de cadáveres humanos. También *Aranyarachkul y cols.*²⁸ observaron diferencias entre la valoración subjetiva (Lekholm-Zarb) y por TC en cadáveres humanos. *Shapurian y cols.*⁴¹, comparando la valoración por TC y con la escala de Lekholm-Zarb en pacientes, encontraron

que sólo es significativa la relación en caso de hueso tipo 4. Además, había un desacuerdo significativo en la valoración de la densidad entre los dos examinadores, lo que demuestra la naturaleza subjetiva de la clasificación de Lekholm-Zarb. *de Oliveira y cols.*²⁹ expresan que se pueden encontrar distintas densidades en cualquier región estudiada y un amplio rango de densidades (UH) en cada uno de los cuatro tipos de Lekholm-Zarb, lo que demuestra las limitaciones de la valoración subjetiva.

*Ribeiro-Rotta y cols.*¹⁵⁶ realizaron una revisión sistemática de la literatura y evaluaron la exactitud diagnóstica de los distintos métodos de valoración de la densidad ósea antes y durante la cirugía implantológica, afirmando que la eficacia de estos métodos es escasa y la necesidad de incorporar a los estudios criterios metodológicos aceptados y estandarizados.

A pesar de estas limitaciones las valoraciones subjetivas de la densidad ósea pueden ser útiles en la práctica clínica cotidiana. Así, *Alsaadi y cols.*¹⁵⁷ encontraron una relación significativa entre métodos subjetivos (Lekholm-Zarb y Misch) y métodos objetivos (Análisis de la Frecuencia de Resonancia, torque de inserción y Periotest). *Norton y Gamble*²⁶ y *Farré y cols.*⁴⁵ también han hallado una relación significativa entre la valoración según la clasificación de Lekholm-Zarb y según la TC (UH).

No obstante, estas evaluaciones resultan empíricas y subjetivas, están basadas en la apreciación personal y experiencia del cirujano y son con frecuencia erróneas, por lo que se necesitan técnicas más precisas. Por ello necesitamos una evaluación lo más exacta posible de la misma mediante técnicas densitométricas objetivas. Entre éstas disponemos de la radiología convencional y digital, la absorciometría radiológica de doble energía o doble haz de R-X (DXA) , la tomografía computerizada y la medida del torque de inserción y de la estabilidad primaria implantaria (AFR). Además, las recientes investigaciones con ultrasonografía cuantitativa (QUS) y resonancia magnética (MRI) como posibles técnicas densitométricas son prometedoras.

III.6-EVALUACIÓN OBJETIVA DE LA DENSIDAD ÓSEA: TÉCNICAS DENSITOMÉTRICAS

III.6.1-RADIOLOGÍA CONVENCIONAL Y DIGITAL

La historia de los rayos X comienza en 1895 cuando el físico alemán Guillermo Conrado Roentgen los descubre de forma casual al interponer su mano entre un tubo de alto vacío y un papel impregnado en platino-cianuro de bario y observar que aparecían sus huesos en la película. Tres meses después un dentista americano, Edmundo Kells, realiza la primera radiografía bucal en un aparato construido por él mismo.

Los rayos X son radiaciones electromagnéticas, unidades de energía o fotones que se mueven ondulatoriamente en el espacio. Estas radiaciones se clasifican en base a su longitud de onda (distancia existente entre las crestas o los surcos de las mismas) en ondas de radio, microondas, infrarrojos, luz visible, ultravioleta, rayos X y rayos gamma. La energía de los rayos X se encuentra entre la radiación ultravioleta y los rayos gamma y su longitud de onda es muy corta: entre 5 y 0,01 Angström.

Son producidos por electrones acelerados a gran velocidad que son repentinamente frenados y desacelerados al chocar sobre un blanco metálico; así, la energía cinética de los electrones se convierte en energía radiante. Los rayos X son ionizantes porque al interactuar con la materia producen ionización de los átomos de la misma, es decir, originan iones (partículas con carga). Su producción se da en un tubo de rayos X cuyo filamento es la fuente de electrones.

La radiografía convencional representa objetos de 3D con imágenes en 2D con una superposición de estructuras y magnificación impredecible ⁶. Puede ser intraoral o extraoral. Las técnicas intraorales pueden ser periapicales o retroalveolares (técnica de bisección y paralela), interproximales o de aleta de mordida y oclusales. En las extraorales encontramos las frontales (antero-posterior y postero-anterior), las laterales, las verticales, la telerradiografía (lateral y postero-anterior) y la panorámica ¹⁵⁸ (Figuras 5 y 6).



Figura 5: Aparato de radiografía panorámica.

La radiografía convencional es poco sensible para valorar la densidad ósea, proporcionándonos una estimación grosera y subjetiva de la misma ⁵ : sólo detecta grandes disminuciones de la masa ósea (superiores a un 30%). Se debe perder un 30-50 % de masa ósea para detectar cambios en hueso alveolar ¹⁵⁹.

Clásicamente se describen las diferentes densidades: aire, grasa, agua, hueso y metal. Esta densidad sería fotográfica: valoraríamos de forma empírica la intensidad del color negro, negrura u oscuridad total de la radiografía. El contraste sería la diferencia de densidades en áreas distintas. En esta densidad, además de la masa ósea, influirían otros factores como el tiempo de exposición, el miliamperaje, el kilovoltaje, la distancia tubo-película, el tamaño del punto focal, la colimación, la filtración, el tipo de película, las pantallas intensificadoras y la técnica de revelado y fijado.

Pero, a pesar de estas limitaciones, la radiología convencional sigue siendo útil como técnica densitométrica por su comodidad y su disponibilidad en las consultas dentales. Hay técnicas mejores pero requieren aparatología más compleja en centros especializados⁷.

*Verheij y cols.*⁸² y *Geraets y cols.*^{86,87,88} han utilizado radiografías panorámicas y periapicales del hueso maxilar y mandibular en el diagnóstico de la osteoporosis en mujeres dada la correlación del modelo o patrón trabecular óseo

bucal con la densidad ósea sistémica (fémur y espina lumbar). *Pham y cols.*¹⁶⁰ también han utilizado radiografías periapicales y panorámicas para valorar el patrón trabecular mandibular utilizando un índice visual. Las zonas a evaluar fueron las áreas interdentes entre los premolares y entre segundo premolar y primer molar de mandíbula. *Jonasson y cols.*⁸⁹ utilizaron radiografías periapicales analógicas y digitalizadas para valorar la densidad del hueso alveolar mandibular evaluando visualmente su patrón o modelo trabecular según la escala de grises.



Figura 6: Radiografía panorámica.

A partir de radiografías panorámicas y utilizando *índices radiomorfométricos* (basados en la medición manual) se puede determinar la densidad y masa ósea mandibular, que se correlacionan con la masa ósea corporal⁷. Esto es así porque la mandíbula es uno de los lugares del cuerpo más susceptibles a la disminución de la densidad ósea.

Así, *Bras y cols.*⁷⁹ introdujeron en 1982 la medida del grosor de la cortical en el ángulo mandibular, pero esta técnica es poco fiable por la frecuente superposición de zonas aéreas y posible magnificación horizontal de las radiografías panorámicas. Posteriormente, *Yang y cols.*⁸⁰ también emplearon en sus estudios la medida de la anchura de la cortical mandibular, pero en la región comprendida entre premolares y molares.

*Kribbs y cols.*⁸³ encontraron una correlación significativa entre el grosor de la cortical del ángulo y la masa ósea esquelética. En otro estudio, el mismo autor⁵² encontró que la cortical del ángulo era más delgada en mujeres osteoporóticas que en mujeres normales.

*Benson y cols.*⁸¹ propusieron el *índice panorámico mandibular*, usando el foramen mentoniano como referencia. Consiste en el cociente entre dos medidas: ancho cortical mandibular y distancia entre el margen inferior del foramen y el borde inferior de la mandíbula. *Klemetti y cols.*¹⁶¹ utilizaron el índice panorámico mandibular para correlacionar la densidad mandibular (trabecular y cortical) con la sistémica (área lumbar y cuello femoral), hallando una débil relación.

*Taguchi y cols.*¹⁵¹ introdujeron el *índice de Taguchi (Índice Cortical Mandibular* o ICM), el más válido para la determinación de la DMO en la mandíbula y el más reciente. Se basa en la medición del ancho cortical mandibular: se localiza el foramen mentoniano y se traza una perpendicular que corte ambas corticales. Posteriormente se halla una correlación entre los valores tomados en ambos lados de la mandíbula para llegar a una medida.

Utilizando dicho índice de Taguchi *Mesa Aguado y cols.*⁹ han valorado la densidad ósea en hueso alveolar de mandíbula de pacientes periodontales concluyendo que a mayor densidad ósea mayor es la retención de los dientes en la mandíbula y que los valores densitométricos no se correlacionan con la gravedad de la enfermedad periodontal.

*Benson*⁸¹ y *Taguchi*¹⁵¹ emplearon mecanismos manuales para sus mediciones (reglas milimétricas, lupas, calibradores, etc.) sobre radiografías panorámicas analógicas. *Mesa Aguado y cols.*⁹ realizaron sus mediciones densitométricas digitalizando radiografías analógicas, con la consiguiente mayor exactitud, menor magnificación y mayor rapidez.

*Verhoeven y cols.*¹⁶² utilizaron la radiografía cefalométrica lateral oblicua (OLCR) para medir la densidad ósea periimplantaria en mandíbula anterior. El estudio se realizó sobre 16 pacientes con atrofia mandibular extrema, lo que hacía difícil la obtención de radiografías intraorales de calidad. Las imágenes se grabaron con cámara y fueron digitalizadas, procesadas, analizadas y medidas en una escala

de grises. La OLCR permitió su estandarización a pesar del grado de reabsorción ósea y la presencia o ausencia de dientes naturales o implantes. Desafortunadamente las panorámicas no permiten dicha estandarización.

Durante muchos años la película de R-X en combinación con pantallas intensificadoras ha sido el estándar para la obtención de imagen en medicina y odontología. La sustitución de esta película radiográfica (soporte clásico) por un captador o sensor electrónico, junto al desarrollo de la informática hace posible la Radiología Digital. La imagen así obtenida se visualiza en la pantalla del ordenador ¹⁶³. La imagen de una estructura obtenida con una fotografía o un aparato de rayos X sin tratamiento informático se llama *imagen analógica*, porque es una representación análoga de esa estructura.

Digitalizar una imagen analógica (transformarla en digital) sería convertirla en números, dígitos, bits (binary digits) representados en una matriz de *puntos o pìxeles* (pictures elements", unidades mínimas de superficie) constituidos en filas y columnas ¹⁶³⁻¹⁶⁵. Por tanto una radiografía digital es una imagen plana constituida por una matriz de píxeles. El tamaño de cada pixel explica la resolución de la imagen.

En un principio las radiografías analógicas se digitalizaban con una cámara de video, pero posteriormente se demostró que los escáneres son mejores y más prácticos ¹⁶⁰.

La radiología digital se introdujo en Odontología en 1987, comenzando con las técnicas intrabucales y siguiendo con las extrabucales. Las proyecciones son las mismas que las de la radiología convencional. La tecnología digital evita el revelado, facilita el almacenamiento, mejora el diagnóstico y reduce los tiempos de exposición y la dosis de radiación recibida por el paciente (hasta un 80%).

Entre las funciones que nos permiten realizar los programas de radiología digital, está la medición de la densidad ósea, basada en *una escala de grises*. Los resultados de la medición la pueden presentar de tres formas: como información estadística numérica, como un histograma que muestra la distribución de la densidad y como un perfil de la misma (Digora ^R, Dent-a-View ^R, Trophy-Window^R) ⁷.

En la Radiología Digital hay que mencionar los *sistemas DRS* (Sustracción Digital a la radiografía dental) y *CADIA* (Análisis Densitométrico de Imagen por ordenador), que valoran los cambios de densidad ósea en hueso alveolar, periodontal y periimplantario utilizando radiografías periapicales^{8,9,166}.

En el *sistema DRS* se evalúan los cambios de densidad ósea al comparar y superponer dos radiografías periapicales estandarizadas y digitalizadas; de este modo se eliminan las estructuras que coinciden (sustracción) y se resaltan aquellas que no. Se calcula el número de píxeles con un determinado nivel de gris y el porcentaje de píxeles que muestran un cambio en los niveles de grises (cambio de densidad).

El *sistema CADIA* mide y cuantifica los cambios de densidad ósea detectados por el sistema DRS al comparar esa diferencia de densidad en una escala de grises. Esta escala de grises puede ser transformada en un código de colores para una mejor visualización¹⁶⁵.

Cada aparato requiere su propia calibración: hay que elegir el umbral de diferencia de grises que definen un cambio de densidad. Si el umbral es bajo la sensibilidad aumenta pero la especificidad disminuye. Si es alto, la sensibilidad disminuye pero la especificidad aumenta¹⁶⁵. Así, se puede convenir un umbral de 5, 10 o más niveles de grises.

La estandarización de las radiografías permite la fijación de un sistema de paralelización en los dientes y un exacto alineamiento de la fuente de R-X con el sistema de paralelización¹⁶⁷; así hay un control exacto de la posición de la fuente de R-X y de la película radiográfica en relación con la ROI (región de interés) y la reproducción de las angulaciones entre estos elementos, del tiempo de exposición, voltaje y amperaje; de esta forma se evitan errores^{8, 165,168}. No obstante hay que asumir falsos positivos y falsos negativos por errores metodológicos debidos a diferencias en la proyección, distorsión en la angulación y alineamiento de los elementos, superposición de imágenes para la substracción, errores electrónicos, normalización/corrección del nivel de grises y digitalización por la transformación de la imagen analógica a digital^{8,165,169}. Estos errores deben ser conocidos para reducirlos, corregirlos y compensarlos; así se mejorarán los niveles de sensibilidad y especificidad^{165,170}.

El sistema DRS fue introducido en Odontología en 1981 por *Ruttimann* y en un principio se utilizó en el diagnóstico y seguimiento de la enfermedad periodontal pues permitía observar los cambios en la densidad del hueso alveolar debido a su alta sensibilidad (mayor que la de la radiografía convencional)^{8, 159, 165, 171, 172, 173}. *Christgau y cols.*¹⁶⁶ observaron que el sistema DRS detectaba sutiles y mínimos cambios en hueso alveolar al unir a éstos pequeños trozos de hueso cortical y trabecular en mandíbulas de cerdos. En algún estudio se ha valorado también su posible uso en cambios de densidad en tejidos blandos¹⁷¹.

El primer sistema CADIA, descrito por *Ortman y cols.* en 1985, tenía 64 niveles de grises (0-63); posteriormente, en 1987, *Brägger y cols.* describieron el nuevo sistema CADIA que tenía 256 niveles de grises (0-255)¹⁶⁸. *Brägger*¹⁶⁵ utilizó el sistema CADIA para determinar cambios densitométricos óseos en pacientes con gingivitis inducida tras 21 días sin higiene. Definieron un umbral para excluir falsos positivos en los cambios de niveles de grises. *Brägger y cols.*¹⁷⁴ valoraron la pérdida de densidad alveolar (por pérdida de calcio) debido a la cirugía periodontal y al remodelado óseo post-cirugía en 19 pacientes. Afirmaron que el sistema CADIA es más sensible que el DRS, que a su vez es más sensible que la radiografía convencional. En la medición de la pérdida de calcio encontraron una buena correlación entre el sistema CADIA y la espectroscopía de absorción atómica in vitro. *Woo y cols.*¹⁶⁸ aplicaron los sistemas DRS y CADIA a hueso alveolar de cráneos humanos disecados antes y después de añadir hueso bovino en cavidades realizadas en ellos, afirmando la utilidad de estos sistemas para detectar pequeños cambios de densidad alveolar.

Los sistemas DRS y CADIA pueden tener aplicación en implantología. Así, *Reddy y cols.*⁹ compararon la densidad del hueso periimplantario en proceso de cicatrización en pacientes tratados con AINEs y sin AINEs. Concluyeron que es útil para detectar cambios de densidad periimplantaria.

Otros trabajos posteriores confirmaron que el sistema DRS puede ofrecer un diagnóstico precoz en la fase de cicatrización ósea sobre la evolución de la posterior osteointegración y predecir la estabilidad implantaria^{171, 175}. *Fourmouis y cols.*¹⁷¹ estudiaron los cambios de densidad en hueso adyacente a implantes y con

defectos creados artificialmente en una mandíbula de cerdo; comprobaron la alta sensibilidad del sistema CADIA para detectar mínimos cambios de densidad en hueso periimplantario (y tejidos blandos si hay infraexposición radiográfica). Con esta técnica *Sakakura y cols.*¹²⁸ observaron una disminución de la densidad ósea en hueso trabecular periimplantaria en tibias de ratas osteopénicas y ovariectomizadas.

III.6.2-ABSORCIOMETRÍA RADIOLÓGICA DE DOBLE ENERGÍA A (DXA)

La DXA pertenece al grupo de las técnicas densitométricas por absorciometría, que pueden ser fotónicas o radiológicas y dobles o simples.

La **Absorciometría monofotónica, monoenergética o fotónica simple (SPA** o Single-Photon Absorptiometry) emplea el isótopo Yodo¹²⁵ como fuente emisora de fotones. El tejido mineral óseo atenúa los fotones, calculándose así el contenido mineral. Fue el primer absorciómetro desarrollado y entre 1967 y 1974 se realizaron los primeros estudios con SPA en maxilares humanos. No permite una medición densitométrica precisa en columna y cadera.

La **Absorciometría simple de rayos X (SXA** o Single X-Ray Absorptiometry) emplea una fuente de rayos X y evita el uso de isótopos. Permite medir la densidad ósea en lugares periféricos como tobillo y muñeca, pero no en columna y cadera (al igual que la SPA).

La **Absorciometría fotónica dual o doble (DPA** o Double Photon Absorptiometry) permite la medición precisa de la densidad en columna y cadera (como la DXA)¹⁷⁰. Los trabajos más numerosos en DPA pertenecen a la danesa *Nina von Wowern*, que introdujo este método en 1985 y realizó estudios sobre la DMO en mandíbula^{94, 95, 99} y maxilar superior¹⁷⁶.

La **Absorciometría radiológica de doble energía o con doble haz de rayos X (DXA o Double X-Ray Absorptiometry)** es desde los años 80 la técnica densitométrica más usada a nivel general. Permite cuantificar la densidad ósea en cualquier región del esqueleto, siendo la columna lumbar y el tercio proximal de fémur las zonas habitualmente exploradas (sectores considerados “patrón oro” en el diagnóstico de osteoporosis). La preferencia por estas zonas se debe a su mayor frecuencia de fracturas por osteoporosis y a su mayor proporción de hueso trabecular (que representa el 20% de la masa ósea, el 80% del metabolismo óseo y es 10 veces más activo metabólicamente que el cortical). Es la técnica más difundida y en la práctica la realmente utilizada por su buena sensibilidad diagnóstica, elevada precisión y baja dosis de radiación⁵.

La DXA se utiliza fundamentalmente en el ámbito hospitalario para el diagnóstico y control de la osteoporosis y otras osteopatías, así como el análisis de la evolución de la masa ósea espontáneamente o tras tratamiento (con estrógenos, calcitonina, bifosfonatos, raloxifeno, etc).

Las áreas de interés normalmente exploradas son la zona lumbar (suele ser el promedio de las vértebras L1-L4 o L2-L4) y el tercio proximal del fémur (trocánter mayor, área intertrocantérea, cuello femoral y triángulo de Ward).

La *exploración lumbar* (vértebras L1, L2, L3, L4) se realiza habitualmente en proyección antero-posterior (AP). Puede efectuarse en proyección lateral, para evitar la superposición de las estructuras del arco posterior, pero las mediciones presentan peor precisión y sensibilidad. Ocasionalmente esta exploración debe ser excluida de la valoración, como ocurre en casos de aplastamientos o acuñaamientos vertebrales, osteoartritis, escoliosis, artefactos de origen quirúrgico, etc. Una exploración de columna puede estimarse como válida si se pueden utilizar al menos dos vértebras.

En la *exploración del tercio proximal del fémur* las mediciones pueden realizarse en cuatro regiones (trocánter mayor, región intertrocantérea, cuello y triángulo de Ward) o globalmente, para el fémur total (Figura 8). Se analizan estas cuatro zonas de forma independiente, ya que en cada una la proporción de hueso cortical y trabecular es distinta. El triángulo de Ward es la región donde se entrecruzan los haces o redes trabeculares del trocánter mayor y del cuello. Ha dejado de ser un punto de estudio y referencia por ser la zona de menor precisión y mayor número de falsos positivos. También se aconseja prescindir del trocánter mayor. El diagnóstico se establecerá a expensas de la presencia de un valor patológico en el cuello de fémur o en el fémur total ⁵.

Otra de las regiones estándar es *el antebrazo* (densitometría periférica), cuya exploración se efectuará cuando la cadera y columna no puedan ser medidas con exactitud.

El densitómetro o absorciómetro consta de dos elementos principales conectados mecánicamente y que se mueven de forma simultánea: una fuente de radiación de rayos-X y un detector, al que llegan los fotones que no son absorbidos

ni dispersados (Figura 7). La absorción de energía depende de la densidad del tejido que atraviesa, siendo prácticamente nula en el aire, se incrementa en las partes blandas y es muy superior en el tejido óseo ⁵.



Figura 7: Densitómetro de DXA.

Los resultados en las mediciones con DXA se pueden ofrecer en forma de *valores absolutos y relativos* (comparados con valores de referencia). Los valores absolutos son el contenido mineral óseo (CMO) o masa ósea y la densidad mineral ósea (DMO o BMD). Los relativos son la T-score, la Z-score y los porcentajes respecto a la DMO normal de la población de referencia.

El *Contenido Mineral Óseo (CMO) o Masa Ósea* de un área explorada se ofrece en gramos de hidroxiapatita (g Ha). Este parámetro se obtiene tras la aplicación automática de una serie de fórmulas que ya vienen implementadas en el software del equipo. Es proporcional a la atenuación de la radiación ocasionada por el tejido óseo.

La *Densidad Mineral Ósea (DMO o BMD* por bone mineral density) se obtiene de la relación entre el CMO y el área de interés y se expresa en gramos de hidroxiapatita por superficie (g Ha/cm²). No es una verdadera densidad volumétrica sino de área o superficie.

Los resultados de la DMO deben ser comparados con los obtenidos en la población normal de referencia ya que dependen de factores como la edad, el sexo o la raza. Por ello los centros que trabajen en densitometría ósea deben disponer de dichos valores de su propia población. La DMO del paciente se representa sobre la gráfica de estos valores de referencia. Estos resultados relativos se muestran como puntuación T, puntuación Z y porcentajes respecto a la DMO normal (Figura 9). Hay numerosos estudios sobre estos valores de referencia en las distintas razas y poblaciones. Así, las mujeres canarias tienen la misma DMO que las del resto de España y Europa; la de las mujeres asiáticas de Singapur es inferior que la de mujeres caucásicas; la de las mujeres de Turquía es inferior a la mayoría de mujeres europeas; la de las mujeres chilenas es inferior a las referencias normales de los equipos de DXA, etc.

La puntuación T, escala T o T-score compara los resultados del paciente (cuantificados en número de desviaciones estándar) con la DMO media de la población joven normal entre 20 y 40 años (o a los 30), momento de mayor madurez ósea en que se alcanza el pico de masa ósea. La T-score es la diferencia en número de DE con respecto al valor de dicho pico de masa ósea.

La T-score es el parámetro densitométrico de mayor relevancia para el diagnóstico de la osteoporosis desde que se publicó el Informe Técnico de la Organización Mundial de la Salud (OMS), que propuso los siguientes criterios:

- Normal: DMO superior a -1 DE.
- Osteopenia: DMO entre -1 y $-2,5$ DE.
- Osteoporosis: DMO inferior a $-2,5$ DE.
- Osteoporosis establecida: DMO inferior a $-2,5$ DE y presencia de una o más fracturas por fragilidad.

La puntuación Z, escala Z o Z-score compara los resultados (cuantificados como número de desviaciones estándar) con la DMO media de la población normal de su misma edad, sexo y raza. Las cifras de normalidad se sitúan entre $+1$ y -1 .

Además de la T-score y Z-score, los resultados relativos pueden expresarse en *porcentajes en relación con los valores medios de DMO de la población joven*

normal y de la población de las mismas características que el paciente. Este sistema tiene una menor utilidad clínica.

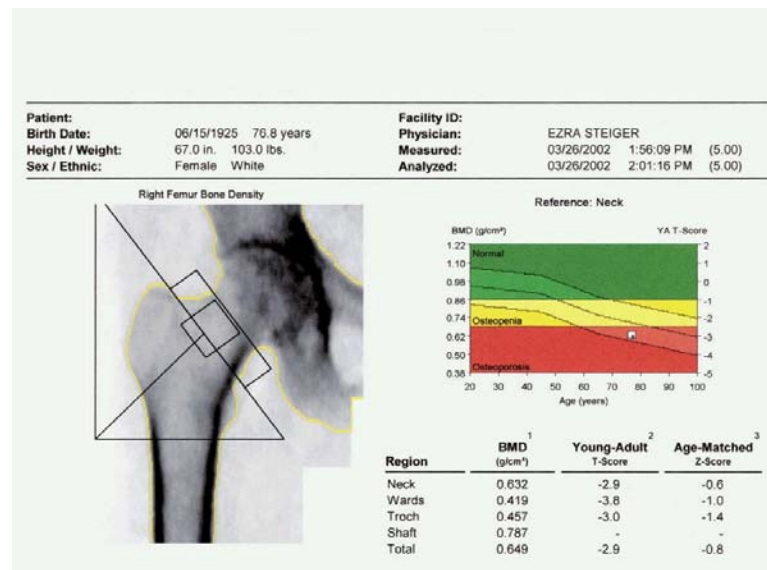


Figura 8: Exploración de tercio proximal de fémur.

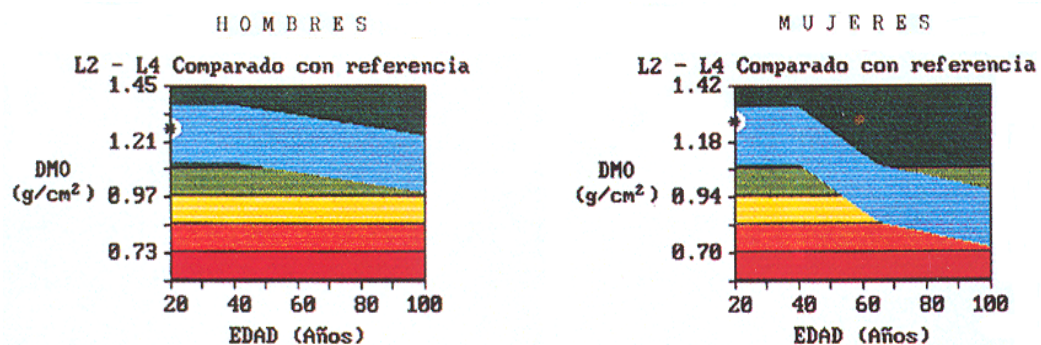


Figura 9: Gráfica de valores de referencia de DMO para edades superiores a 20 años.

Aunque la DXA se utiliza fundamentalmente en el ámbito hospitalario en los últimos años se ha intentado aplicar esta técnica al área bucal. Los estudios experimentales con modelos animales comenzaron en el año 1992 cuando *Mosheiff y cols.*¹² usaron la DXA para estudiar el hueso que crecía dentro de pequeños implantes colocados en tibias de ratas.

Posteriormente, en 1996, *Denissen y cols.* midieron la DMO en regiones periimplantarias de hueso alveolar de perros vivos y en hueso alveolar decalcificado de perros sacrificados^{13,14}. Los estudios revelaron que la DXA es un método densitométrico preciso y exacto: podía medir sutiles cambios de DMO (hasta el 0,85% o hasta 0,14 g/cm²) en pequeñas áreas (hasta 3 mm²).

Un año después, en 1997, *Corten y cols.*¹⁵ estudiaron la DMO de hueso periimplantario de fijaciones insertadas en cóndilos femorales de cabras. Compararon los cóndilos implantados con los no implantados y los mediales con los laterales, observando que la mayor DMO se presenta en regiones cercanas a los implantes y en los cóndilos mediales. Por tanto la DMO periimplantaria depende de la localización de la fijación. Concluyeron que la DXA es una excelente herramienta para analizar los cambios de densidad en hueso periimplantario.

En el año 2002 *Fink y cols.*¹⁶ midieron la DMO en patas traseras de cobayas (in situ) y en huesos aislados de esas patas (ex situ), observando una gran exactitud y precisión.

En 2004 *Sánchez y cols.*¹⁷ midieron la DMO periimplantaria (mesial y distal) alrededor de fijaciones colocadas en arcadas edéntulas de perros posteriormente sacrificados. Estudiaron la variabilidad de las mediciones observando que es un método preciso (reproduce los mismos resultados en distintas mediciones). Utilizaron la DXA periférica, que es más rápida (tarda 5 minutos) que la DXA convencional, central o axial (que tarda 30). Además es más adecuada para estudios de laboratorio con pequeños animales o muestras de hueso.

Los estudios clínicos sobre humanos comenzaron en 1993 cuando *Corten y cols.*¹⁸ estudiaron la DMO de áreas seleccionadas en mandíbulas de pacientes con y sin dientes. En 1996 *Horner y cols.*²¹, utilizando la DXA (y la SPA), encontraron una correlación significativa entre la DMO mandibular (cuerpo, rama y sínfisis) y sistémica (cuello femoral, espina lumbar y antebrazo).

En 1998 *Devlin y cols.*²⁵ realizaron un mapa densitométrico de maxilar y mandíbula en 39 pacientes edéntulos. Observaron que las regiones anteriores (maxilares y mandibulares) eran 0,100 gr/cm² más densas que las posteriores y que

no había diferencias entre los lados derecho e izquierdo. Las densidades medias halladas fueron:

- Mandíbula: 1,11 g/cm²
- Maxilar anterior: 0,55 g/cm²
- Maxilar posterior: 0,31 g/cm²
- Maxilar posterior incluyendo paladar 0,45 g/cm²

Según los autores, las diferencias de DMO podrían explicar en parte las distintas tasas de éxito implantológico y la DXA podría ser útil como técnica densitométrica preimplantológica.

En 2000 *Southard y cols.*²⁰ demostraron una correlación significativa entre densidad oral (procesos alveolares maxilar y mandibular) y sistémica (columna lumbar, fémur proximal y radio) en su estudio sobre mujeres caucásicas sanas.

En 2003 *Choël y cols.*²⁴ evaluaron el potencial uso de la DXA en el diagnóstico preimplantológico estudiando hueso cortical y trabecular de mandíbulas de cadáveres humanos.

En 2004 *Lindh y cols.*²¹ emplearon la DXA (y la Q-CT) para comparar la DMO oral (varias regiones del maxilar) y sistémica (lumbar y femoral) en 18 pacientes, encontrando una correlación significativa entre la DMO de la zona anterior maxilar y la de columna lumbar, pero no entre maxilar anterior y cuello femoral. También indicaron la posible utilidad de la DXA para la evaluación preimplantológica.

En 2007 *Devlin y Horner*²³, usando la DXA, demostraron la correlación entre la edad y la DMO, así como la no correlación entre edentulismo y DMO en mandíbula.

También en 2007 *Drage y cols.*²² utilizaron la DXA para comparar la DMO sistémica (espina lumbar y cadera) y oral (maxilar y mandibular) en pacientes desdentados, no encontrando relación entre ellas. Tampoco hallaron relación de la edad y el tabaquismo con la DMO máxilo-facial.

Recientemente, en el año 2010, *López Quiles y cols.*¹⁰ han realizado un mapa de densidades en maxilares de pacientes desdentados. Concluyen que la mandíbula es más densa que el maxilar y que las densidades de los sectores anteriores son mayores que en los posteriores, tanto en maxilar como en mandíbula. El sexo no afecta a la densidad: no hay diferencias significativas entre hombres (0,904 gr/cm²) y mujeres (0,924 gr/cm²), a diferencia de lo que sucede en otras partes del organismo (sobre todo a ciertas edades en que los cambios hormonales inducen el desarrollo de osteoporosis). Respecto a la edad, hay una ligera menor densidad en los mayores de 60 años, pero no es una diferencia significativa.

*Cattermole y Cuningham*¹⁷² observaron que los implantes adyacentes y los aditamentos metálicos utilizados en el tratamiento de fractura maxilofaciales (placas y tornillos de titanio, miniplacas, microplacas, etc) no afectaban a las mediciones de la DXA.

Una limitación importante de la DXA es su falta de capacidad para distinguir la densidad de hueso trabecular y cortical debido a que la DXA proyecta las tres dimensiones del hueso en modo de dos. Además, los densitómetros tradicionales no son de aplicación fácil en el área máxilo-facial debido a su peculiar anatomía y menor tamaño que las zonas de estudio habituales (áreas lumbar y cadera)⁴⁵. Además están fabricados para estudiar regiones óseas que no precisan tanto detalle como los maxilares y por ello es necesario un ajuste a estos espacios más pequeños¹⁰. La configuración del densitómetro hace difícil colocar el cráneo sobre la mesa bajo el detector debido a la superposición y solapamiento de regiones que se producen casi inevitablemente (una hemimandíbula sobre la otra, la región maxilar derecha sobre la izquierda, etc.), con lo que los valores de DMO no serían precisos. Algunos autores posicionan la mandíbula de forma tal que el haz de R-X sea perpendicular al plano sagital y así irradie una mitad de la mandíbula y después la otra¹⁸. Otros adaptan el densitómetro a la región máxilo-facial para evitar estos problemas de superposiciones óseas y dentarias inclinando la cabeza 15° lateralmente respecto a la vertical que une la fuente con el captador de rayos; de este modo el haz de rayos penetra entre la mastoides y la rama ascendente de la mandíbula, a la altura del ángulo goníaco¹⁰.

III.6.3-TOMOGRAFÍA COMPUTERIZADA (TC)

III.6.3.1-ESTRUCTURA Y FUNCIONAMIENTO

El Comité Internacional de aparatos radiológicos adoptó oficialmente el término “tomografía” para describir aquella técnica en la que se estudian espesores limitados de determinadas áreas del organismo. También se utilizan los nombres de laminografía, planigrafía y estratigrafía. Tomografía viene del griego tomos (corte o sección) y grafía (representación gráfica). Por tanto, tomografía es la obtención de imágenes de cortes o secciones de algún objeto, normalmente una parte del cuerpo humano. Computerizar significa someter datos al tratamiento de una computadora.

En los primeros años de la Implantología moderna algunos implantólogos empezaron a solicitar *tomografías convencionales* con aparatos de tomografía médica que obligaban a adoptar posturas muy forzadas a los pacientes y con resultados no muy precisos.

A finales de la década de los 80 del pasado siglo se desarrollan equipos de *tomografía convencional* que se conocen como “*unidades multimodales*” que efectúan una radiografía panorámica de referencia y cortes tomográficos transversales (tomografía espiroidea). El primero de ellos y el de más difusión fue el sistema *Scanora* (Soredex, Orion Corporation Ltd, Helsinki, Finland[®]). Con esta técnica se puede determinar la cantidad de hueso disponible para la colocación del implante, pero no su densidad.

La Tomografía convencional apenas se utiliza hoy y ha sido desplazada por la *Tomografía Computerizada (TC)*, también denominada *Escáner o Tomodensitometría*. En la TC el tubo emisor de radiación gira alrededor del área de interés y la radiación no absorbida es recogida por los sensores o detectores (similares a los empleados en radiología digital) que captan la imagen.

Así como en la radiografía digital obtenemos una imagen plana constituida por píxeles (picture elements, unidades mínimas de superficie), en la TC obtenemos una imagen tridimensional: el área explorada se convierte en un volumen constituido por una matriz de vóxeles, (volume elements, unidades mínimas de volumen)¹⁶⁴. La TC proporciona imágenes de cortes coronales (frontales), axiales

(horizontales) y sagitales (mediales), obteniéndose múltiples imágenes al rotar alrededor del cuerpo. Una computadora combina todas estas imágenes en una imagen final que representa un corte del cuerpo.

A diferencia de la radiografía convencional, que ofrece imágenes en 2D, con superposición de estructuras y magnificación impredecible, con esta técnica evitamos dicha superposición de estructuras situadas por delante o por detrás del corte y logramos una imagen exacta, sin distorsiones geométricas ⁶. Finalizado el barrido de la zona de interés, el ordenador guarda la información del volumen explorado. Dicha información se transforma en una imagen mediante un proceso informático denominado *reconstrucción de imagen o reformado*. Entre estas técnicas se encuentran la Representación en superficie, la Representación volumétrica o tridimensional (con efecto relieve), la Proyección de máxima intensidad (MIP) y la Reconstrucción multiplanar (MPR) ¹⁶⁴.

La TC es imprescindible en Implantología para evaluar la cantidad y calidad del hueso. Hay un gran número de programas informáticos de TC diseñados para este fin (Dental CT, Dentascan, Tooth Pix, 3D Dental, SimPlant, Friacom CT modul, BTI-scan, IMPLAMETRIC, Denta PC, etc.). Estos programas dentales constituyen el nivel superior de diagnóstico en el tratamiento implantológico ¹⁵⁸.



Figura 10: Aparato de TC de última generación.

III.6.3.2-TIPOS DE TC

En las primeras *TC convencionales* el paciente estaba siempre en la misma posición mientras el tubo emisor y los sensores giran a su alrededor. Una vez obtenida una sección se desplaza al paciente para conseguir el siguiente corte y así sucesivamente ¹⁶⁴.

Posteriormente aparecieron las *TC helicoidales o espirales*. En este tipo de TC el movimiento rotatorio del tubo emisor y sensores es simultáneo al desplazamiento lineal del paciente sobre la mesa, obteniéndose una serie de hélices o espiras. Dichas hélices o espiras serán más abiertas o más cerradas; esto afectará al detalle de la imagen ¹⁶⁴.

Los *equipos multicorte (MS-CT por Multislice CT)* trabajan con hasta 64 haces de radiación, lo que permite una visualización muy precisa, incluso de órganos en movimiento. Debido a su exactitud esta técnica es considerada el patrón oro de referencia en la TC o “gold standard” ¹⁷⁹ (Figura 10).

La TC fue ideada por Sir Godfrey Newbold Hounsfield en 1967 y ha sufrido una evolución gradual (hasta 6 generaciones distintas), desarrollándose variaciones o modalidades como la Tomografía Computerizada Cuantitativa (Q-CT por Quantitative Computerized Tomography), la Microtomografía Computerizada (micro CT) y la Tomografía Computerizada Digital Volumétrica (CB-CT por Cone Beam Computerized Tomography).

El mayor inconveniente para el uso de la CT en implantología oral ha sido la alta dosis de radiación ²⁸. Para reducir dicha radiación, a finales de los años 90 se desarrolló la *CB-CT*, con la que también se puede valorar la calidad ósea. En el año 2003 *Hatcher y cols.* ¹⁸⁰ plantearon su introducción en el diagnóstico preimplantológico, comentando sus ventajas sobre la TC (menor dosis de radiación y coste). Posteriormente *Aranyarachkul y cols.* ²⁸ en 2005 y *Loubele y cols.* ¹⁷⁹ en 2006 ratificaron estas ventajas en implantología.

La *CB-CT* utiliza un haz cónico de rayos-X colimados que atraviesa un volumen relativamente grande del objeto a estudiar (Figuras 11 y 12). En el curso de un solo barrido del escáner el sensor-detector y la fuente de radiación rotan sincrónicamente alrededor de la cabeza del paciente entre 180° y 360°. El haz de

rayos es de forma cónica y obtiene un volumen de datos cilíndrico o esférico (FOV por field of view). El tamaño del FOV es variable: hay escáneres de CB-CT que pueden capturar todo el esqueleto maxilofacial completo, otros permiten ajustar la altura para capturar sólo una zona y otros pueden capturar una zona de 40 mm de alto por 40 mm de ancho (similar a una radiografía periapical) ⁶.



Figura 11: Aparato de CB-CT (Accuitomo[®]).

Como ventajas sobre la TC, la CB-CT ofrece menor tiempo de estudio (los tiempos de adquisición varían entre 10 y 40 segundos) y, por tanto, menor dosis de radiación, siendo un sistema más sencillo y menos costoso. Como desventajas la CB-CT presenta mayor radiación dispersa, un menor rango de área de estudio, una calidad de la imagen inferior y una valoración menos exacta o arbitraria de los niveles de grises (HU).

No obstante algunos autores difieren y afirman que la CB-CT ofrece mejor calidad de imagen en la visualización de la lámina dura, ligamento periodontal y pequeñas estructuras óseas mientras que la TC espiral y MS-CT serían mejores para visualizar cortical ¹⁸¹. Esto puede ser debido a que en la TC los vóxeles son

anisotrópicos (no idénticos en todos los planos), mientras que en la CB-CT son isotrópicos (iguales en longitud, altura y profundidad) ⁶.



Figura 12: Aparato de CB-CT (Anthos®).

III.6.3.3-ESCALA HOUNSFIELD

Con la TC podemos valorar la densidad ósea mediante una escala de grises (escala Hounsfield), que ofrece valores en unidades Hounsfield (UH), así llamadas en honor a su inventor. Dicha escala viene dada según la discriminación de los grados de atenuación de los R-X al atravesar hueso. En la radiografía tradicional se describen las diferentes densidades (aire, grasa, agua, hueso, metal). En la TC, el procesado mediante ordenador permite diferenciar muchos más grados o valores de atenuación. En los primeros aparatos de TC había 2000 valores, con un intervalo desde el -1000 (negro absoluto, densidad del aire) hasta el + 1000 (blanco absoluto, densidad del hueso cortical y metal). En los aparatos de última generación hay 4100 grados, con un intervalo desde el -1024 hasta el +3076.

Dichas Unidades Hounsfield pueden ser posteriormente expresadas o traducidas a su equivalente en gramos de hidroxiapatita por superficie (g Ha/ cm^2) o por volumen (g Ha/ cm^3). Esta conversión fue efectuada en 2006 y 2008 por *Lagravère y cols.*^{37,43}, que determinaron el coeficiente de conversión de las unidades Hounsfield a gr/cm^3 utilizando la CB-CT sobre muestras de diferentes materiales de densidades conocidas (acetato, acrílico, nylon, corcho, abeto y espuma). Observaron que los valores (HU) eran mayores en la CB-CT que en la TC convencional y que variaban significativamente según el método y según el software.

La escala Hounsfield es el patrón para la valoración densitométrica en la TC, pero en el caso de la CB-CT los aparatos dan niveles de grises inexactos y de forma arbitraria (no hay un esquema estándar). Así pues, al no ofrecer las HU correctamente y no ser “verdaderas” UH, no permiten una valoración exacta de la densidad ósea¹⁸².

En este sentido, los estudios de *Aranyarachkul y cols.*²⁸ en 2005 sobre mandíbulas de cadáveres humanos evidenciaron que la CB-CT proporciona valores densitométricos (UH) superiores a los de la TC y que hay una diferencia sistemática entre ambas técnicas, aunque con una alta correlación.

Un año después, en 2006, *Loubele y cols.*¹⁷⁹ también observaron una diferencia significativa entre los valores de densidad (UH) proporcionados por tres

escáneres de CB-CT (NewTom 9000 DVT[®], Accuitomo 3D[®] y i-CAT[®]) y dos equipos multicorte de MS-CT (Somatom VolumeZoom[®] y Lightspeed[®]) al estudiar maxilares y mandíbulas de pacientes y cabezas de fantomas. Dicha diferencia entre ambos sistemas también tenía una correlación muy alta.

Ya que la CB-CT proporciona valores superiores e inexactos de UH sería necesario utilizar coeficientes de atenuación (distintos según cada material) con los que convertir los niveles de gris en verdaderas y significativas UH¹⁸².

Por ello, en 2010, *Mah y cols.*¹⁸² han investigado la relación entre los niveles de grises y las UH en la CBCT, estudiando con 11 escáneres de CBCT y 2 de TC un fantomas con ocho materiales de densidades conocidas. Los resultados indican que hay una relación lineal y directa entre los niveles de gris y los *coeficientes de atenuación de los materiales*, obtenidos a partir de ecuaciones de regresión lineal para cada material.

La exactitud de la densitometría con TC (UH) ha sido comprobada y contrastada con la histomorfometría de la biopsia ósea, que nos daría una densidad “histológica o histomorfométrica”. Así, en 2004 *Rebaudi y cols.*¹⁷⁷ analizaron con microCT e histomorfometría una biopsia ósea obteniendo resultados similares. En 2005 *Todisco y Trisi*¹⁸³ hallaron una relación significativa entre las densidades obtenidas con QCT (UH) y con histomorfometría. Midieron con QCT la densidad de los sitios o lechos de futuros implantes en 18 pacientes y posteriormente realizaron un análisis histomorfométrico de los mismos encontrando una relación significativa entre ambas mediciones.

III.6.3.4-MAPA DE DENSIDADES

Desde hace algunos años y utilizando la TC, se ha intentado realizar un mapa de densidades de maxilar y mandíbula. Ya en 1987 *Schwartz y cols.*³⁸ introdujeron el empleo de la TC para evaluar la densidad ósea en implantología bucal y en 1993 *Klemetti y cols.*³⁹ usaron la Q-CT para medir la densidad del hueso trabecular en mandíbulas de mujeres edéntulas postmenopáusicas.

En 1996 *Lindh y cols.*³⁰ utilizaron la Q-CT para medir la densidad del hueso trabecular de secciones edéntulas en mandíbulas de 15 pacientes. Los resultados se dieron en mg Ha/cm³. Hallaron una alta variación entre las DMO de los pacientes, unos mayores valores en áreas anteriores que en posteriores y diferencias dentro de cada corte.

Posteriormente otros autores han utilizado la TC como parte del diagnóstico preimplantológico para medir la densidad ósea del hueso receptor y así prever sus propiedades biomecánicas y estabilidad primaria²⁶⁻³⁷.

Utilizando la Q-CT y el software Simplant[®] en 2001 *Norton y Gamble*²⁶ midieron la densidad ósea en 139 potenciales sitios o lechos implantológicos (1 mm de diámetro) en 32 pacientes. Encontraron una fuerte correlación entre valores en UH y valores de densidad subjetiva (Lekholm-Zarb) en huesos tipo I y II, pero no en tipos III y IV, habiendo un amplio rango de valores Hounsfield para cada clase ósea. También hallaron una fuerte correlación entre los valores de densidad ósea (HU) y las regiones anatómicas de la boca. Las densidades medias (HU) obtenidas fueron:

- zona maxilar anterior: 696,1 UH.
- zona maxilar posterior: 417,3 UH.
- zona mandibular anterior: 970,0 UH.
- zona mandibular posterior: 669,6 UH.

Las cifras fueron más altas que las del estudio posterior de *Shapurian y cols.*⁴¹ quizás por la inclusión de hueso cortical en algunas mediciones (el autor afirma

que las mediciones deberían realizarse sólo en hueso trabecular o esponjoso). El rango obtenido fue de 77 a 1421 HU y la escala desde -1500 HU

hasta 4000 HU. La densidad del aire fue - 1000 HU, el agua 0 y el metal de obturaciones 3000 o más. Algunas tuberosidades registraron valores negativos (<0 HU, menores que la densidad del agua) debido a su alto contenido de grasa en médula.

En 2003 *Shahlaie y cols.*²⁷ compararon las densidades obtenidas con Q-CT y con la clasificación de Lekholm-Zarb en 62 potenciales sitios o lechos implantológicos en maxilares y mandíbulas de 9 cadáveres humanos observando una correlación significativa entre ambas mediciones y un amplio rango de UH para cada clase de Lekholm-Zarb, sobre todo huesos tipo II y III. Concluyen que la Q-CT constituye una alternativa válida para la valoración objetiva preimplantológica.

En 2005 *Aranyarachkul y cols.*²⁸ realizaron mediciones densitométricas en maxilares y mandíbulas de cadáveres humanos utilizando la Q-CT, la QCB-CT y la clasificación de Lekholm-Zarb. Encontraron una correlación muy alta entre la QCB-CT y la Q-CT con una sistemática diferencia entre ambas (los valores de la QCB-CT son mayores). Observaron diferencias entre la valoración dada por la TC y la subjetiva (Lekholm-Zarb). En ésta, para cada una de las 4 clases se encontró un amplio rango de valores en HU, particularmente en huesos tipo 2 y 3, que serían los más frecuentes.

En 2005 *Ikumi y Tsutsumi*³⁶, utilizando TC y el programa de software Simplant[®], midieron la densidad alrededor de 56 implantes simulados en 13 pacientes, colocando posteriormente los implantes y midiendo el torque de inserción con el motor OsseoCare[®]. Encontraron una fuerte y significativa relación entre la densidad ósea y dicho torque, lo que indica que los valores de densidad prequirúrgica pueden predecir la estabilidad inicial primaria.

En 2006 *Shapurian y cols.*⁴¹ con TC y el software Simplant[®] midieron la densidad ósea (UH) alrededor de los futuros implantes en 101 pacientes. Dividieron la boca en 4 cuadrantes siendo la pared anterior del seno el límite entre la zona maxilar anterior y posterior y separando la pared anterior del foramen mentoniano las áreas mandibulares. Los valores obtenidos fueron:

- zona maxilar anterior: 517 +/- 177 UH.
- zona maxilar posterior: 333 +/- 199 UH.
- zona mandibular anterior: 559 +/- 208 UH.
- zona mandibular posterior: 321 +/- 132 UH.

El rango fue de -240 UH a 1.159 UH. Comparando la valoración densitométrica objetiva (TC) y la subjetiva (Lekholm-Zarb) sólo fue significativa la relación entre ambas en el tipo IV. Además, hubo un desacuerdo significativo entre los dos examinadores en la valoración, lo que demuestra la naturaleza subjetiva de la clasificación de Lekholm-Zarb. Los autores no hallaron correlación o asociación entre densidad ósea y edad, sexo, arcada y lado. Concluyeron que la evaluación cuantitativa de la densidad ósea en UH puede ser una herramienta diagnóstica preimplantológica; además puede modificar la técnica quirúrgica o los tiempos de cicatrización.

En 2006 *Lee y cols.*⁴² insertaron 42 implantes en mandíbulas de cadáveres humanos y compararon las densidades óseas obtenidas con cuatro métodos: la clasificación de Misch, la de Lekholm-Zarb, la TC convencional y la CB-CT. Observaron que era necesaria una diferencia de 180 UH para notar diferencias radiográficas de densidad y táctiles de resistencia al fresado. También encontraron una modesta y limitada correlación entre las clasificaciones de Lekholm-Zarb y Misch. El torque de inserción estaba escasamente relacionado con las cifras objetivas de TC y CB-CT (a diferencia de la mayoría de los demás autores), pero al ser un estudio en cadáver humano el torque de inserción puede diferir respecto al de hueso vivo.

En 2006 *Gómez de la Mata y cols.*⁴⁰ correlacionaron la densidad ósea obtenida con TC y el software Simplant planner 9.0[®] con la clasificación de Lekholm-Zarb. Establecieron la siguiente correspondencia:

- hueso tipo I: > 1200 UH.
- hueso tipo II: 700-1200 UH.
- hueso tipo III: 300-700 UH.
- hueso tipo IV: < 300 UH.

En 2007 *Turkyilmaz y cols.*³² midieron con TC las densidades de 131 futuros lechos implantológicos en 72 pacientes, encontrando una fuerte correlación de la densidad con el área anatómica de la boca. Encontraron diferencias significativas entre mandíbulas y maxilares, entre áreas anteriores y posteriores del mismo hueso y entre área mandibular anterior y área maxilar posterior. No las hallaron entre mandíbula posterior y maxilar anterior. Las densidades medias obtenidas fueron:

- zona maxilar anterior: 715 +/-190 UH.
- zona maxilar posterior: 455 +/- 122 UH.
- zona mandibular anterior: 944,9 +/-207 UH.
- zona mandibular posterior: 674 +/-227 UH.

En 2007 *Turkyilmaz y cols.*⁴⁴ midieron la densidad ósea con TC en 108 pacientes. Hallaron diferencias significativas de densidad ósea según el sexo y la edad, siendo aquella mayor en varones y pacientes de más edad. Las medias fueron:

- zona maxilar anterior: 732+-163 UH.
- zona maxilar posterior: 459+-108 UH.
- zona mandibular anterior: 928+-220 UH.
- zona mandibular posterior: 669+-194 UH.

En 2008 *Turkyilmaz y cols.*³⁴ usando la TC y el software StendtCad[®] midieron la densidad en 372 sitios receptores de futuros implantes en 140 pacientes. Las densidades medias en las distintas áreas bucales fueron:

- zona maxilar anterior: 708 +/- 277 UH.
- zona maxilar posterior: 505 +/- 274 UH.
- zona mandibular anterior: 927 +/- 237 UH
- zona mandibular posterior: 721 +/- 291 UH.

En 2008 *de Oliveira y cols.*²⁹ también correlacionaron los valores densitométricos objetivos (CT) y subjetivos (Lekholm-Zarb). Midieron la densidad de 75 posibles lechos implantológicos en hueso trabecular de maxilares y mandíbulas de 51 pacientes utilizando dos softwares (eFilm[®] y DentaCT[®]) y compararon estos resultados con la evaluación subjetiva (Lekholm-Zarb) de dos examinadores. Los resultados fueron:

- hueso tipo I: > 400 UH.
- hueso tipo II-III: 400-200 UH.
- hueso tipo IV: < 200 UH.

Los valores densitométricos fueron inferiores a los de otros autores como *Norton y Gamble* ²⁶, lo cual puede ser debido a que las mediciones se efectuaron solamente en hueso trabecular. Los autores comentan la posibilidad de encontrar distintas calidades en cualquiera de las regiones estudiadas y un amplio rango de densidades (UH) en cada uno de los cuatro tipos de Lekholm-Zarb, lo que demuestra las limitaciones de la valoración subjetiva.

En 2008 *Park y cols.* ³³ realizaron un exhaustivo mapa de densidades en maxilar y mandíbula de 63 pacientes utilizando la TC y el programa de software V-Works [®]. Midieron las áreas cortical y trabecular de hueso alveolar y basal por vestibular y por lingual o palatino (áreas de incisivos, caninos, premolares, molares y tuberosidad retromolar). La mayor densidad maxilar se encontró en área canina y premolar y la menor, en tuberosidad. Otros hallazgos fueron que la densidad de la cortical mandibular era mayor que la maxilar, que el hueso basal presentaba mayor densidad que el alveolar y que la cortical mandibular aumentaba su densidad al ir del área incisiva hacia el área retromolar. Las cifras en hueso cortical fueron:

- alveolar maxilar: 810-940 UH (excepto en tuberosidad).
- basal maxilar: 835-1113 UH (excepto en tuberosidad).
- alveolar mandibular: 800-1580 UH.
- basal mandibular: 1320-1560 UH.

En el año 2010 *López Quiles y cols.* ¹¹ aplican a un aparato de TC convencional el programa informático 3D Spine QCT-PRO [®], habitualmente utilizado en área lumbar y cadera. Este programa define una región de interés (ROI) en el hueso y traduce las Unidades Hounsfield a densidad mineral y volumétrica (mg Ha/cm³). Los autores efectuaron cinco mediciones en maxilar y cinco en mandíbula, demostrando la viabilidad de este programa informático en territorio maxilofacial. Dicho programa es el que utilizaremos en el presente trabajo.

En el año 2011 *Farré y cols.* ⁴⁵ han realizado TC sobre 10 pacientes con el software Physioplanet TM [®] midiendo la densidad de 54 lechos de futuros

implantes encontrando correlación entre la densidad según la clasificación de Leckholm-Zarb y según la TC (UH) y una fuerte correlación entre la densidad ósea y la región anatómica de la boca. Las cifras obtenidas han sido las siguientes:

- zona maxilar anterior: 431,6 (595-101) UH.
- zona maxilar posterior: 193,286 (430-84) UH.
- zona mandibular anterior: 776 (1327-325) UH.
- zona mandibular posterior: 746,727 (1016-279) UH.

Una variante de la TC, la microtomografía computerizada, ha sido recientemente aplicada en implantología dental. Con esta técnica podemos estudiar parámetros como densidad ósea, conectividad ósea, espesor trabecular, separación trabecular, etc ¹⁷⁷. Requiere la toma de una biopsia ósea y por tanto no podría ser usada como técnica rutinaria en la práctica clínica ³¹. No obstante, *Sennerby y cols.* ¹⁸⁴ sugieren su posible uso como técnica no invasiva para valorar hueso periimplantario. *Rebaudi y cols.* ¹⁷⁷ también proponen su posible aplicación para estudiar el hueso periimplantario y la interfase hueso-implante. En su trabajo de 2004 analizaron una biopsia de hueso con microTC e histomorfometría obteniendo densidades similares.

En el año 2006 *Butz y cols.* ¹⁸⁵ utilizaron la microTC de alta resolución (8 microm.) para medir la densidad periimplantaria y valorar la integración de los implantes en fémures de ratas dos semanas después de su colocación. Hallan correlación significativa entre la escala de grises de la micro TC y la histomorfometría a distancias al implante mayores de 24 microm (si son menores, no). Observan que el porcentaje de hueso trabecular aumenta con la proximidad al implante, mientras que el porcentaje de hueso cortical no se ve afectado por su proximidad.

Recientemente, en el año 2010, *Rebaudi y cols.* ³¹ han medido la densidad de bloques de hueso bovino con microTC y TC y comparan los resultados con la percepción táctil durante el fresado. Hallan una correlación significativa entre las medidas con TC y microTC. Proponen una nueva clasificación de la calidad/densidad ósea: la *clasificación HNS* (por hard/dense, normal y soft), que divide la densidad ósea en tres tipos. Sería una clasificación parecida a la de *Cavallaro y Greenstein* ⁶², con hueso Td, Tm y Ts (tipos denso, medio y blando o

soft), pero más objetiva. Con una fórmula matemática convierten las UH en porcentajes de volumen óseo y estos datos se corresponderían con la clasificación HNS. El tipo H se correspondería con el D-1 de Misch, el N con el D-2 y D-3 y el S con el D-4.

III.6.4. ULTRASONOGRAFÍA CUANTITATIVA (QUS)

Los ultrasonidos (US) son ondas con una frecuencia elevada, más alta que la del sonido audible por el hombre. Se propagan sólo por un medio sólido o líquido, a diferencia de las ondas electromagnéticas, que pueden propagarse por el vacío.

Es un sistema no invasivo, inocuo, que no irradia (a diferencia de otras técnicas que utilizan R-X). Utiliza aparatos portátiles (ecógrafos), de uso cómodo y sencillo, constituidos por dos transductores: uno emisor y otro receptor (Figura 13).



Figura 13: Ecógrafo.

Las primeras aplicaciones clínicas de los US fueron efectuadas en 1937 por el médico austriaco Dussik, que analizó la atenuación de un haz de US a través del cráneo para el diagnóstico de tumores cerebrales ⁷⁷. En los años 50 Howry, Wild y Reid, en Estados Unidos, comenzaron a desarrollar su uso en medicina. En la patología ósea, Siegel los utilizó en la monitorización del tratamiento de una fractura de tibia ⁷⁷.

En los últimos años se ha desarrollado su uso en densitometría ósea, para la estimación de la DMO en el estudio de la osteoporosis, denominándose Ultrasonografía cuantitativa (QUS por Quantitative UltraSound).

Las mediciones de la DMO se hacen en tibia, falange y calcáneo, siendo éste último el hueso normalmente explorado porque refleja mejor las alteraciones metabólicas (está constituido por hueso trabecular en un 90%) y por ser un hueso accesible y manejable ⁷⁷.

Su uso está limitado, de momento, a la investigación clínica, pero recientes estudios demuestran el gran potencial de la QUS en la planificación preimplantológica, tanto como técnica densitométrica no invasiva como para estudiar las propiedades biomecánicas del hueso y sitios receptores de los futuros implantes ^{85,187}.

Los parámetros más comúnmente utilizados son la *velocidad de transmisión del ultrasonido* (UTV por ultrasound transmission velocity o SOS por speed of sound) expresada en m/seg y la *atenuación ultrasónica de banda ancha* (broadband ultrasound attenuation o BUA) expresada en dB/mHz).

Hace años se hablaba de los inconvenientes de esta técnica, como la baja precisión (su coeficiente de variación suele estar entre el 4% y el 5 %), la ausencia de criterios claros en las mediciones y la escasa correlación con la DXA y con la QCT ⁸⁵.

No obstante parece que los avances tecnológicos han disminuido estos problemas. Así, *Stoppie y cols.* ¹⁸⁸ observaron una buena correlación entre la QUS, la TC, la microTC y la DXA en su estudio sobre mandíbulas de cadáveres humanos. *Kang y cols.* ¹⁸⁹, ya en 1999, observaron que la QUS era más exacta que la MRI en la densitometría del calcáneo en 32 mujeres postmenopáusicas. Al-

*Nawas y cols.*¹⁸⁷ midieron la velocidad de transmisión del ultrasonido (UTV) en mandíbulas (1756 m/seg) y crestas ilíacas (1613 m/seg) de 14 cerdos. Hallaron una relación estadísticamente significativa entre la UTV y la densidad ósea medida con histomorfometría convencional (porcentaje de hueso mineralizado o grado de mineralización). Los autores indican la utilidad de la QUS como método densitométrico no invasivo y útil en el diagnóstico preimplantológico y hablan de un límite de 1767 m/seg como densidad crítica preimplantológica.

*Klein y cols.*⁸⁵ midieron la UTV en crestas alveolares de mandíbulas y maxilares de pacientes parcial o totalmente desdentados para evaluar su densidad ósea. Realizaron las mediciones bicorticalmente en dirección vestíbulo-oral y en 6 áreas: cara izquierda, derecha y frontal en mandíbula y maxilar, respectivamente. Encontraron valores significativamente mayores en la mandíbula y en la región frontal del hueso maxilar.

III.6.5-RESONANCIA MAGNÉTICA: MRI

La *MRI* (Magnetic Resonance Imaging) es un método no invasivo basado en ondas electromagnéticas de energía muy baja, en el campo de las frecuencias de radio. Por tanto es una técnica libre de R-X y radiaciones ionizantes nocivas, lo cual supone una ventaja sobre la TC ¹⁹⁰. Estas ondas originan la resonancia de los núcleos de los átomos de hidrógeno presentes en el agua y las grasas del cuerpo humano (Figuras 14 y 15).

El sistema se explica según la teoría cuántica al detectar las señales emitidas por dichos núcleos de hidrógeno al hacerse resonantes. Estas señales son reconstruidas por un ordenador para producir imágenes tomográficas de cortes del cuerpo. La imagen representa alteraciones y cambios bioquímicos o moleculares en el organismo antes de que aparezcan físicamente. Por tanto es una imagen bioquímica y molecular, no morfológica o estructural (a diferencia de la proporcionada por los rayos-X).



Figuras 14 y 15: RM convencional y abierta.

Esta técnica da más información de partes blandas que de duras. En el área maxilofacial es muy útil en el estudio de la articulación témporo-mandibular, donde permite la visualización de músculos y disco articular ¹⁹¹. La MRI no es usada en implantología oral (la TC sigue siendo el “gold standard”), debido a que el hueso no tiene señal de resonancia, creando confusión con estructuras como el aire o el tejido cicatricial, que tampoco tienen señal ¹⁵⁸.

No obstante, *Gray y cols.* ¹⁹⁰ afirman que puede ser útil y fiable en la valoración de la cantidad de hueso en el diagnóstico preimplantológico, aunque puedan existir dudas en comparación con la TC y por los posibles artefactos debidos a restauraciones dentales. También *Aguiar y cols.* ¹⁹¹ afirman que la MRI es una técnica fiable para valorar la cantidad de hueso para la planificación implantológica. Midieron con MRI y CT la altura ósea en 15 localizaciones de mandíbulas de cadáveres humanos, y al comparar los resultados vieron que las diferencias no eran estadísticamente significativas.

La MRI se ha utilizado cómo técnica densitométrica en hueso bucal. Así, *Chöel y cols.* ¹⁹² evaluaron con MRI de alta resolución la microarquitectura de hueso trabecular de 45 muestras mandibulares de 15 cadáveres frescos. Observaron que los parámetros óseos (anisotropía trabecular, anchura trabecular, separación trabecular, ángulo entre trabéculas y eje dentario, etc.) tenían relación con las propiedades biomecánicas óseas e influían en la estabilidad primaria implantaria y el tiempo de espera antes de la carga. También observaron que la anchura de las trabéculas y su anisotropía eran significativamente mayores en varones y que la separación del hueso trabecular era significativamente mayor en las mujeres. Los dentados presentaban una significativa mayor anchura trabecular y las muestras incisales presentaban una significativa mayor anisotropía. La orientación preferencial de las trabéculas estaba cerca de la perpendicular al eje dentario, especialmente en muestras con molares.

Celenk y Celenk ¹⁵⁰ utilizaron la Q-MRI (Imagen por Resonancia magnética Cuantitativa) para medir la calidad de hueso trabecular de mandíbulas en pacientes dentados y desdentados. Midieron los valores del *tiempo de relajación* (T o RTVs por relaxation time values) no hallando diferencias entre los grupos, lo que sugiere que el edentulismo no afecta a la calidad ósea. Las diferencias entre los grupos

dependerían del número de “interfaces” trabécula-médula, el tamaño de las trabéculas y la fuerza del campo magnético, lo que origina el característico “tiempo de relajación” o RTV. En esta curva de relajación se observa la amplitud de la señal y la tasa de descenso. También *Celenk y Celenk*⁹⁷, en otro estudio posterior, comparan la densidad de hueso trabecular de mandíbula y vértebras cervicales, midiendo los valores del tiempo de relajación (T o RTVs). Observan una baja correlación entre las densidades de dichas áreas.

La MRI también se ha utilizado en la evaluación de la densidad de hueso sistémico y se habla de su posible uso como técnica de control y seguimiento de la osteoporosis^{188,189,193}. Así, en 1996, *Grampp y cols.*¹⁹³ observaron una buena correlación entre el tiempo de relajación y la densidad trabecular en radio distal de 36 mujeres (premenopáusicas, postmenopáusicas sanas y osteoporóticas) usando la MRI y comparándola con la Q-CT y la DEXA. *Kang y cols.*¹⁸⁹ observaron que la precisión de la MRI fue inferior a la de la DXA y QUS en la medición de la densidad del calcáneo en 32 mujeres postmenopáusicas. *Werhli y cols.*¹⁹⁴ hallaron una correlación entre la MRI cuantitativa, la DXA y el porcentaje de grasa medular en la evaluación de la densidad de hueso trabecular de fémur proximal y vértebras lumbares en 139 pacientes osteoporóticos. *Link y cols.*¹⁹⁵ encontraron una correlación significativa entre la MRI de alta resolución y la CT multicorte (MS-CT) en la medición de los parámetros de hueso trabecular de 39 muestras de radio distal.

III.6.6-MEDIDA DEL TORQUE DE INSERCIÓN Y DE LA ESTABILIDAD PRIMARIA DEL IMPLANTE

Podemos evaluar la densidad ósea con la medida del *torque o fuerza de inserción implantaria* (FI, expresada en Ncm) y de la *estabilidad implantaria* ^{196, 197}. Dicha estabilidad se puede cuantificar por pruebas clínicas invasivas (basadas en el torque de desinserción) y no invasivas (basadas en el AFR y el Periotest) ^{61,198}.

El torque de inserción se puede medir con el motor OsseoCare[®] durante la inserción de los implantes (Figura 16). La evaluación del torque de desinserción se realiza en animales de experimentación, siendo la tibia y fémur de conejo las ubicaciones más frecuentes recogidas en la literatura, seguidas por experimentaciones en perros Beagle, cerdos minipigs, cabras y mandriles ¹⁹⁹. Las medidas se expresan en Ncm y el sistema más usado es el verificador de giro Tonichi[®] (MFG.CO. LTD., Japón).

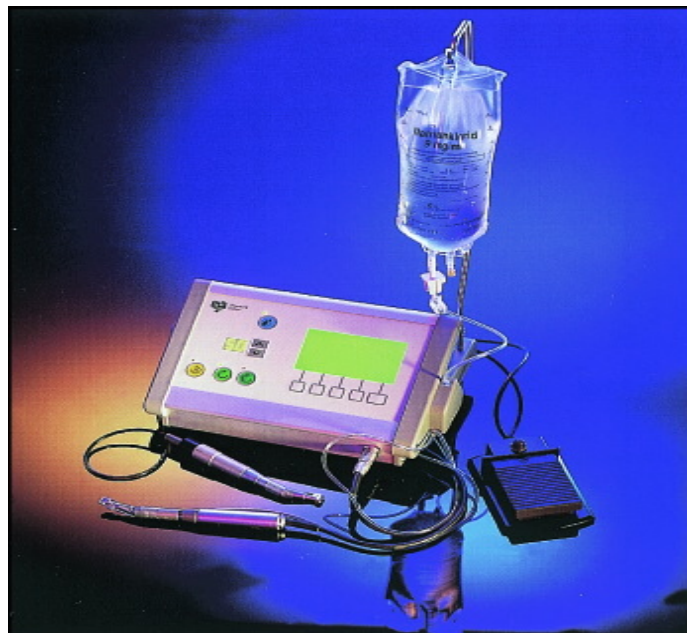


Figura 16: Motor OsseoCare[®].

A partir del Análisis de la Frecuencia de Resonancia (AFR) obtenemos el cociente de estabilidad del implante (ISQ), con valores que oscilan entre 1 y 100: cuanto más alto es el ISQ más estable será el implante. La relación entre el ISQ y el AFR es casi lineal y ambas son proporcionales a la FI²⁰⁰. Hay numerosos estudios en la literatura que demuestran la relación directa entre densidad ósea, FI, estabilidad primaria, AFR e ISQ, siendo estos elementos una alternativa válida para la valoración de dicha densidad^{35, 36, 44,45, 200-206}.

El AFR fue introducido por *Meredith y cols.* en el año 1996²¹⁷. Gracias a ellos, la empresa Integration Diagnostics AB (Svedalen, Suecia) presentó en el año 2000 el dispositivo *Osstell*[®] (Figura 17). Por otro lado un grupo de investigadores de la Universidad de Taipei (Taiwan) desarrollaron el sistema *Implomates*[®] (BioTechOne), que, al igual que el *Osstell*[®], utiliza el AFR⁶².

El sistema *Osstell*[®] mide la frecuencia de resonancia de un piezoeléctrico que se une al implante y se estimula mediante una pequeña corriente eléctrica. Es un instrumento de mano y portátil, cuya parte activa emite unas señales que son repetidas por un transductor o *smartpeg* que se atornilla directamente al implante o al pilar transeptal con una fuerza de 5-10 Ncm. Se comporta como un diapason electrónico que transforma las medidas recogidas en KHz a valores ISQ.



Figura 17: Dispositivo *Osstell*[®].

En posteriores trabajos *Meredith y cols.*²¹⁸ observaron una clara correlación entre la estabilidad implantaria y el AFR y entre el AFR y la cantidad del implante sumergido (área rodeada de hueso), así como entre el AFR y el área no rodeada de hueso (espiras expuestas). Los autores indicaron la utilidad de métodos clínicos no invasivos (Periotest[®] y AFR) para medir la estabilidad primaria del implante, que es fundamental en el éxito implantológico y está relacionada con la densidad ósea^{197,219}. También observaron que la estabilidad secundaria es mayor que la primaria debido a la formación y remodelado óseo en la interfase hueso-implante y hueso periimplantario.

Al igual que el AFR, el *Periotest*[®] es un sistema electrónico de cálculo de la estabilidad implantaria. Mide la amortiguación del tejido periimplantario a la aplicación de una ligera percusión o fuerza axial. Se diseñó en un principio para medir las características de amortiguación del ligamento periodontal y así establecer un valor para la movilidad dentaria. El resultado se muestra digital y audiblemente en una escala de -8 (baja movilidad) a 50 (alta movilidad) en unidades PTV⁶¹ (Figura 18).



Figura 18: Periotest[®].

Ya en el año 1995 *Friberg y cols.*¹⁹⁶ hallaron correlación entre el torque de inserción y la densidad ósea periimplantaria en costillas de cerdos in vitro (medida

con microradiografías). Afirmaban que la FI podría ser útil para medir la densidad ósea y que no es posible determinar el límite inferior de FI para el éxito implantológico.

En 1999 *Friberg y cols.*²⁰¹ encontraron una diferencia significativa entre las FI en maxilar y mandíbula de 105 pacientes y una correlación significativa entre densidad ósea y FI. Afirmaron que no es posible determinar un límite inferior de la FI para lograr el éxito implantológico, a diferencia de *Turkyilmaz y cols.*²⁰⁴ que hablan de un torque final de inserción de 32 Ncm y un ISQ>65 como requisitos para el éxito implantológico.

También en 1999 *Friberg y cols.*²¹³ encontraron correlación entre la AFR y la FI de los 61 implantes colocados en maxilares de 9 pacientes. Según la FI de los implantes colocados hicieron tres grupos: hueso blando, medio y duro. Esas diferencias de AFR en la primera fase quirúrgica desaparecieron cuando las mediciones se efectuaron en la segunda fase y un año después, lo que indica que la estabilidad de los implantes colocados en hueso más blando parece igualarse al pasar el tiempo con la de hueso más denso.

En 2002 *Homolka y cols.*²⁰² hallaron una significativa correlación entre la densidad en mandíbulas postmortem y la FI. Ese mismo año *Balleri y cols.*²¹¹ hallaron mayor ISQ en mandíbula que en maxilar.

En 2003 *Beer y cols.*³⁵ también hallaron una correlación significativa entre la DMO (Q-CT) y la FI de 45 implantes colocados en 8 mandíbulas de cadáveres humanos. Los autores afirman que la densitometría con Q-CT puede ser útil para predecir y estimar la estabilidad primaria implantaria, lo cual puede ayudar al cirujano a identificar el sitio óptimo para el implante y modificar la técnica quirúrgica.

En 2005 *Ikumi y Tsutsumi*³⁶ encontraron una fuerte y significativa correlación de la DMO periimplantaria (TC) con la estabilidad inicial y el torque de inserción en 13 pacientes. Concluyen que la TC prequirúrgica es un método efectivo para valorar la densidad ósea y predecir la estabilidad inicial primaria. La diferencia en el torque de inserción respecto al estudio de *Lee y cols.*⁴² (en cadáver humano) puede deberse a que el estudio se hizo en hueso vital.

También en 2005 *Boronat y cols.*²⁰⁰ en una muestra de 133 implantes dentales observaron una relación directa entre densidad ósea, FI, estabilidad primaria, AFR e ISQ. Encontraron una mayor estabilidad primaria en zonas de hueso más denso y en mandíbula ($ISQ > 60$) que en maxilar superior ($ISQ < 60$). También era mayor en implantes de diámetro mayor y menor longitud. No hallaron diferencias significativas respecto a la edad y el sexo.

Los sucesivos trabajos de *Turkyilmaz y cols.*^{44,203,204,205} en 2006, 2007 y 2008 con implantes colocados en maxilares y mandíbulas de pacientes demostraron una fuerte correlación existente entre la densidad ósea, la estabilidad primaria (ISQ) y el torque de inserción (FI). Afirmaron que se puede predecir la estabilidad primaria a partir de la TC prequirúrgica. Hallaron diferencias entre el torque de inserción medio en mandíbula (40.5 ± 6 Ncm) y en maxilar (37.3 ± 8 Ncm). También hallaron diferencias significativas en el torque de inserción máximo según el sexo y la edad, siendo mayor en varones y en pacientes de más edad⁴⁴. Observaron diferencias significativas entre la densidad, FI e ISQ en implantes con éxito (645 ± 240 HU, 37.2 ± 7 Ncm y $67.1 \pm$ de ISQ) y en implantes fracasados (267 ± 47 HU, 21.8 ± 4 Ncm y 46.5 ± 4 de ISQ)²⁰⁵. Indicaron que la carga temprana de los implantes puede efectuarse cuando la densidad es mayor de 528 HU²⁰⁴.

En 2009 *Song y cols.*²²⁰ hallaron una correlación significativa entre densidad ósea (medida con CB-CT) y estabilidad primaria (ISQ, AFR) en su trabajo sobre 20 pacientes a los que se colocaron 61 implantes.

En el año 2011 *Farré y cols.*⁴⁵ también encontraron una correlación significativa entre densidad ósea, FI y estabilidad primaria (ISQ, AFR) en 10 pacientes a los que se les midió la densidad (TC) en los lechos de los futuros implantes.

En implantología oral el requisito más importante es alcanzar y mantener la estabilidad del implante (ausencia de movilidad) en el lecho óseo, que es fundamental para la osteointegración y el éxito implantológico. Esta estabilidad puede ser primaria (tras su inserción) o secundaria (tras la curación ósea, remodelado óseo en la interfase implante-hueso y osteointegración)²⁰⁷. Micromovimientos superiores a 100-150 nm pueden impedir la estabilidad secundaria y la osteointegración.

La medición con el AFR se puede efectuar en el momento de la fijación o después, pudiendo evaluarse los cambios de estabilidad durante la cicatrización ósea y osteointegración tras la carga o en cualquier momento^{208-,211}. Así, se observa que durante la curación ósea la estabilidad en hueso denso apenas varía o disminuye ligeramente, mientras que en hueso blando hay frecuentes incrementos debido a la formación ósea periimplantaria^{207,208}.

La menor estabilidad se encuentra a las 3 o 4 semanas tras la colocación del implante en todos los tipos de hueso^{209,212}. Con el tiempo los valores de ISQ se van asemejando y la estabilidad de los implantes colocados en hueso blando se va igualando con la de los implantes colocados en hueso más denso²¹³. Después de la 5ª semana no hay diferencias en la estabilidad en los distintos tipos de hueso^{210,212,214}.

*Nedir y cols.*²¹⁴ en 2004 compararon la estabilidad inicial (ISQi) de implantes con carga inmediata y de implantes con carga diferida (después de 3 meses). Tras un año de carga, los implantes inmediatos con $ISQi > 54$ y los diferidos con $ISQi > 49$ alcanzaron y mantuvieron la osteointegración. Tras 3 meses, los implantes con $ISQi < 60$ aumentaron su estabilidad; los que tienen ISQi de 60-69 disminuyeron su estabilidad (durante 8 semanas) hasta su valor inicial; los que tienen $ISQi > 69$ también disminuyeron su estabilidad (durante 4 semanas) hasta un valor estable. Esto concuerda con la idea de que la estabilidad se va equilibrando en el tiempo y que después no hay diferencias en la estabilidad en los distintos tipos de hueso^{210, 212,213}. La monitorización y seguimiento con AFR pueden ayudar al cirujano a seleccionar protocolos de carga y al diagnóstico temprano de fracasos.

*Huwiler y cols.*²¹⁰ en 2007 monitorizaron con AFR las fases tempranas de la osteointegración en 24 implantes y encontraron que valores de ISQ de 57-70 indican estabilidad. Tras 4 semanas no hallaron diferencias significativas en los ISQ.

*Boronat y cols.*²⁰⁹ en 2008 midieron el ISQ durante el proceso de integración corroborando la menor estabilidad a las 4 semanas de la inserción del implante. También observaron que las mujeres mostraron valores de ISQ superiores

que los hombres y que las regiones anteriores mostraron valores de ISQ superiores que las posteriores (en maxilar y mandíbula).

La estabilidad primaria depende de la densidad ósea y de otros factores, como la cantidad de hueso, las características del implante (longitud, diámetro y tipo) y la técnica quirúrgica (relación entre el tamaño de la fresa y el del implante)^{204,206,215}. No obstante, algunos autores están en desacuerdo y afirman que la estabilidad implantaria no tiene relación estadísticamente significativa con los parámetros longitud y diámetro ni con el área de contacto hueso-implante (BIC)^{209,211, 216}.

Es importante evaluar las posibles diferencias de ISQ entre implantes fracasados y con éxito y así diagnosticar precozmente el fracaso de un implante, antes de su movilidad clínica. Valores de ISQ muy bajos (tras los 2 primeros meses) indican riesgo de fracaso y valores de ISQ de 57-82 tras un año de carga es un criterio de éxito^{208,211}.

En este sentido *Glauser y cols.*²²¹ en 2004 midieron repetidamente y durante un año la estabilidad implantaria en 81 implantes con carga inmediata o temprana observando que los implantes fracasados presentaban un continuo descenso del ISQ hasta su fallo. Cifras bajas de ISQ tras uno o dos meses indicarían un alto riesgo de fracaso, lo cual puede ser útil para no cargar el implante o descargarlo.

III.7-POSIBLES APLICACIONES CLÍNICAS DE LA DENSITOMETRÍA ÓSEA

Además de la Cirugía e Implantología, otros campos como la Periodoncia y la Ortodoncia podrían beneficiarse de esta técnica ¹⁰. Por lo que respecta a la implantología sería útil en la elección del tipo de carga o tiempo de espera, del tipo de implante (inmediato o diferido), del protocolo quirúrgico, de sitios de colocación de futuros implantes, en el seguimiento de la osteointegración implantaria y en la monitorización de la mineralización del hueso tras injertos o procedimientos de aumento. Además de ello puede ser útil en el diagnóstico precoz de osteoporosis.

III.7.1-TIPO DE CARGA

Dado que la densidad ósea influye en la estabilidad primaria de los implantes (y en la superficie de contacto hueso-implante o BIC), a partir de una densitometría podemos predecir dicha estabilidad primaria y decidir el tipo de carga o función ^{35,36,44,203,204,220}. Dicha estabilidad primaria “estimada” podrá ser confirmada posteriormente con el AFR y así corroborar el tipo de carga ²²¹. Por tanto podemos tomar la decisión en función de la estabilidad primaria estimada por densitometría prequirúrgica o medida en el momento de la cirugía.

La carga o función puede ser *inmediata* (en las primeras 48 horas tras la inserción de los implantes), *temprana* (en las dos primeras semanas), *retrasada* (tras las dos primeras semanas) o *convencional* (tras 3-6 meses).

La *CARGA CONVENCIONAL* (implantes en dos fases quirúrgicas) se basa en el protocolo de Bränemark, lo que significa que se realiza después del periodo de curación ósea de 4-6 meses en maxilar y 3 en mandíbula, tiempo necesario para conseguir la osteointegración ²²². En hueso de poca densidad lo prudente sería esperar y realizar este tipo de carga. Sin embargo la creciente exigencia de los profesionales y de los pacientes nos lleva a una reducción o eliminación de estos largos tiempos de espera.

La *CARGA RETRASADA* se realizaría tras las dos primeras semanas de la colocación de los implantes, antes de completar la osteointegración ²⁰⁷.

La *CARGA TEMPRANA* se realiza durante las dos primeras semanas tras la inserción de los implantes, antes de la osteointegración^{207,223,224}. Sería adecuada en casos de hueso denso (parte anterior de mandíbula) y con buena estabilidad primaria. Su uso en mandíbulas edéntulas está bien documentado, con porcentajes de éxito del 92-98 % y sin diferencias significativa respecto a la técnica convencional. Además, la pérdida ósea marginal periimplantaria es menor que en la técnica convencional²²⁵. En maxilar también podría realizarse, prestando especial cuidado a la ferulización protésica en arco cruzado²²⁶. La introducción de implantes con superficie rugosa ha permitido acortar estos tiempos²²⁷.

La *CARGA INMEDIATA* (implantes en una fase quirúrgica) se realiza en las 48 horas después de la inserción de los implantes (algún autor prolonga este periodo hasta 10 días). Ya en 1979 *Ledermann* realizó carga inmediata con sobredentaduras inferiores sobre cuatro implantes y una barra el mismo día de su colocación.

Para realizar carga temprana o inmediata con garantías es necesario el cumplimiento de una serie de prerequisites o condiciones. Así, la densidad en el lecho receptor debe ser mayor de 528 HU (*Turkyilmaz y cols.*²⁰⁴), con un torque de inserción y estabilidad primaria adecuados. Los distintos autores hablan de un torque final de inserción mínimo de 30, 32, 35 o 40 Ncm y un ISQ mínimo de 60-65 o mayor de 65 (la cifra podría ser menor en caso de ferulización parcial o total)^{42,204,228}.

En carga inmediata se recomienda, además de una buena densidad ósea, una relación implantes/dientes a reponer lo más próxima a uno y una ferulización mediante la prótesis^{40,228-230}. Esta ferulización mejora la distribución de fuerzas y evita o minimiza los micromovimientos implantarios: si éstos son superiores a 150 micrómetros interfieren negativamente en la interfase hueso-titanio^{231,232}. También se recomienda el uso de implantes con una longitud mayor de 10 mm y un diámetro mayor de 3,3 mm.

Los riesgos de esta técnica son percibidos en la primera semana porque no existe una conexión celular hueso-implante (la aposición de hueso empieza en la segunda semana). El mayor riesgo de sobrecarga oclusal se da entre las 3-5 semanas porque la interfase ósea está poco mineralizada y desorganizada en ese periodo de tiempo, lo que puede originar fracasos por movilidad²³².

Las características morfológicas e histológicas de la mandíbula la hacen más favorable para la carga inmediata que el maxilar, ya que el hueso denso es más adecuado para este tipo de carga. Por eso originalmente se preconizaba su uso en la zona anterior de la mandíbula donde da excelentes resultados ²³³. Así, *Friberg y cols.* ²⁰⁸ observaron que en mandíbulas de alta densidad ósea las medidas de la estabilidad implantaría inicial y las obtenidas en repetidos controles durante los 3-4 meses siguientes, con la prótesis colocada, eran las mismas, lo cual avala la carga inmediata en dicha región.

Los resultados obtenidos en rehabilitaciones completas inferiores (sobredentaduras, híbridas o fijas ferulizadas) son similares a los conseguidos en carga convencional ^{57,228}. Las tasas de éxito en mandíbula son de un 90-100%.

En maxilar superior la densidad, la estabilidad primaria, el contacto hueso-implante (BIC) y la anchura de la cortical son menores, lo que puede ocasionar mayor tasa de fracasos ²³¹. Ello hace que se use solamente en situaciones muy favorables y con un protocolo muy estricto (siempre prótesis ferulizada, sin importar el tipo de la misma) ²³². En rehabilitaciones completas maxilares los resultados son algo peores que en mandíbula, aunque con tasas de éxito también altas. Algunos autores plantean dudas respecto a las sobredentaduras superiores inmediatas por insuficiente validación y documentación científica ^{234, 235}.

No obstante algún autor propone la carga inmediata en mandíbula y maxilar completamente desdentados sobre cuatro implantes: es la técnica “all-on-four” ^{236,237}.

En rehabilitaciones parciales (en maxilar y mandíbula) los porcentajes de éxito son inferiores. En implantes unitarios, los mejores resultados se obtienen en mandíbula y maxilar anterior. En maxilar posterior y hueso tipo IV los resultados son menos predecibles, por lo que debemos ser cautos y reservados en estos casos ^{228,238}.

La baja densidad ósea se puede compensar con implantes de mayor diámetro y longitud (mayor BIC) o aumentando el número de fijaciones ²³¹. La carga inmediata favorece una formación y remodelación ósea alrededor del implante más rápida. La osteointegración y la pérdida ósea periimplantaria tras el

paso de los años son similares a las producidas en protocolos clásicos²²⁸. Además, permite una mejor configuración de la arquitectura gingival conformando una papila idónea.

III.7.2-ELECCIÓN DE IMPLANTE INMEDIAT O POSTEXTRACCIÓN O DIFERIDO

La densidad sería un factor de suma importancia en la utilización de **IMPLANTES INMEDIATOS O P OSTEXTRACCIÓN** (insertados inmediatamente después de la misma) en vez de implantes diferidos. Esta técnica fue descrita e introducida por *Schulte* en 1978 y desarrollada en los años 80 en la Universidad de Tübingen²³⁹. Sus ventajas y altas tasas de éxito (similares a las de los implantes diferidos) han favorecido la amplia extensión de esta técnica, sobre todo en los últimos 10 años²⁴⁰.

La exodoncia debe ser lo más atraumática posible y se debe limpiar el alveolo con una cucharilla para eliminar los posibles restos del ligamento periodontal y del tejido de granulación. Es importante conseguir una buena estabilidad primaria y un torque de inserción de 30-40 Newton/cm mediante fresado y osteotomía apical profundizando aproximadamente 3 mm en el alveolo^{239,241}.

En hueso de densidad máxima o media es una opción razonable; en hueso blando sería posible su colocación, pero se recomienda sumergir el implante, usar implantes más largos o más anchos, subpreparar la osteotomía y usar osteotomos para compactar hueso²⁴²⁻²⁴⁴.

Es un hecho bien documentado que el alveolo sufre una importante remodelación después de la extracción del diente, lo que da como resultado una disminución tridimensional del volumen óseo residual. Los diferentes estadios que configuran la cicatrización del alveolo y la progresiva sustitución por tejido óseo duran 4-6 semanas, aunque la remodelación definitiva puede durar hasta 4 meses. Después de 6-12 meses tras de la extracción (sobre todo en los 4 primeros meses de cicatrización), ocurre una pérdida ósea por disminución de la anchura alveolar

vestíbulo-lingual de 5-7 mm y por reducción de la altura apico-coronal de 2-4,5 mm., sobre todo si son varias las extracciones ²³⁹.

Los implantes inmediatos minimizan esa remodelación ósea al preservar el hueso alrededor de la extracción, impedir esa pérdida ósea y favorecer una mejor cicatrización alveolar. Además de ello, conservan la arquitectura gingival con la consiguiente mejora de la estética final ²³⁹.

El **IMPLANTE INMEDIATO POSTEXTRACCIÓN CON CARGA INMEDIATA** se ha incorporado como tratamiento implantológico predecible, con porcentajes de supervivencia similares a los de la técnica convencional. Cuenta con la ventaja de preservar la estructura ósea y la arquitectura gingival y acorta los tiempos de tratamiento en beneficio del paciente ²⁴⁰.

No obstante se debe seleccionar muy bien el caso porque esta técnica supone más riesgo, sobre todo en maxilar y hueso poco denso ²³². En casos de baja calidad ósea se debe evitar, a menos que se realice ferulización o estabilización en arco cruzado.

En el año 2010 *Enríquez Sacristán y cols.* ²⁴⁰. realizan un estudio meta-analítico a partir de una revisión bibliográfica sobre 659 implantes insertados con esta técnica y refieren un torque de inserción de 25-45 N/cm según los distintos autores.

III.7.3-PROTOCOLO QUIRÚRGICO EN LA COLOCACIÓN DE LOS IMPLANTES

La densitometría prequirúrgica puede ser útil para modificar el protocolo en la cirugía de inserción de las fijaciones⁴¹. Así, en el *HUESO DENSO*, de perforación difícil en toda la longitud de la osteotomía, se puede producir sobrecalentamiento, por lo que se recomiendan fresas nuevas con irrigación abundante y presión intermitente²⁴⁵. Como la expansión al insertar el implante es pequeña la osteotomía final debe ajustarse lo más posible al diámetro del implante (puede ser necesario usar el macho de terraja). Un torque final de 40 Newton/cm será suficiente para la inserción implantaria. Su gran interfase o contacto hueso-implante (BIC) permite el uso de implantes no muy largos²⁴⁶. En este tipo de hueso es posible hacer recontorneado óseo, reducir la cresta y ganar anchura en el lecho óseo.

En el *HUESO DE DENSIDAD MEDIA* se aprecia una clara disminución de la resistencia al fresado y hay que valorar posibles modificaciones en el protocolo quirúrgico, como preparar osteotomía con menor diámetro que el del implante, usar implantes cónicos en osteotomías subpreparadas (para conseguir compresión ósea y más estabilidad primaria), eliminar el avellanado (para evitar la reducción del hueso cortical), colocar el implante en posición supracrestal (para evitar perder hueso cortical), utilizar una fresa de diámetro cercano al del implante en la porción coronal y en la porción apical hacer una preparación mínima^{247,248}.

En el *HUESO BLANDO* la fresa espiral o helicoidal inicial penetra con poca resistencia y el diámetro de la osteotomía debe ser substancialmente menor que el del implante (usar fresas más delgadas) para aumentar la estabilidad primaria^{85,215}. El diámetro del sector coronal debe ser un poco mayor que el del resto del implante para facilitar la inserción y se pueden usar implantes cónicos para conseguir fuerzas de compresión sobre los mismos. Tras la fresa inicial pueden utilizarse osteotomos para preservar, condensar y comprimir hueso; así conseguimos más estabilidad primaria²⁴⁹. Se debe dar más tiempo a la osteointegración (hasta 6 meses)²⁵⁰. Se pueden usar implantes con perfil de emergencia para conseguir mayor estabilidad primaria y contacto hueso-implante²⁵¹. Otras estrategias que se pueden aplicar son: usar un pilar de cicatrización con perfil de emergencia que ayudará a estabilizar el implante ya que se unirá a la cresta ósea, aliviar la carga de cualquier prótesis

colocada sobre el implante, colocar el implante ligeramente subcrestal para protegerlo de la carga transmucosa, añadir implantes adicionales para proporcionar más resistencia, ferulizar los implantes para repartir las fuerzas y usar implantes de mayor tamaño para disminuir el estrés en el hueso y aumentar la superficie de contacto hueso-implante²⁵²⁻²⁵⁴: cada mm de aumento de diámetro y cada 3 mm de aumento de longitud suponen un 20-30% de aumento de superficie de contacto hueso-implante. Otra opción sería el uso de implantes angulados o inclinados, paralelos a la pared anterior del seno²⁵⁵.

III.7.4-SELECCIÓN DE LOS SITIOS DE COLOCACIÓN DE IMPLANTES

Desde que en 1996 *Lindh y cols.*³⁰ hablaron del potencial uso de la QCT como técnica densitométrica preimplantológica, numerosos autores han preconizado su uso en la evaluación prequirúrgica^{21,24-29, 31- 36, 45}.

Junto a las imágenes del escáner, el odontólogo o cirujano podría disponer de un mapa de densidades del hueso oral. Esta información le ayudaría a seleccionar áreas de mayor calidad ósea (y futura mayor estabilidad primaria) para los implantes y así evitar las zonas de pobre calidad ósea, donde el riesgo de fracaso implantológico es mayor.

III.7.5-SEGUIMIENTO DE LA OSTEointegración

La densitometría ósea puede ser válida en el seguimiento y control de la cicatrización periimplantaria y osteointegración antes de la fase de carga, después de la misma y en cualquier momento posterior, pudiendo detectar sutiles cambios de densidad en hueso periimplantaria^{35,15}. En función de estos cambios densitométricos periimplantarios realizaremos la carga o esperaremos.

III.7.6-OTRAS APLICACIONES EN CIRUGÍA BUCAL

La densitometría ósea podría ser útil en Cirugía Bucal en el seguimiento de la mineralización durante la cicatrización y remodelación ósea tras las extracciones dentarias (sobre todo si se planea una posterior cirugía implantológica).

También podría tener aplicación en el seguimiento de la mineralización y formación del nuevo tejido óseo tras injertos y procedimientos de aumento de hueso en Cirugía Bucal. Así, podríamos evaluar la densidad del hueso neoformado tras una elevación de seno y valorar la colocación de implantes en el mismo.

III.7.7- DIAGNÓSTICO DE OSTEOPOROSIS

Recientemente, en 2011, López López y cols ²⁵⁶, realizan una revisión sistemática de todos los artículos que tratan sobre la asociación entre osteoporosis y hallazgos radiográficos en ortopantomografías (índices mandibulares radiomorfométricos) y radiografías periapicales (fotodensitometría y patrón trabecular). Concluyen que la combinación de estos índices con cuestionarios de riesgo de fractura puede utilizarse en el diagnóstico incipiente de osteoporosis.

Así, dada la relación existente entre el patrón trabecular del hueso bucal y la densidad ósea femoral y lumbar, *Verheij y cols.* ⁸² y *Geraets y cols.* ^{138,139,140} han medido 26 parámetros obtenidos en las radiografías periapicales.

Estos parámetros se han obtenido a partir de los valores de gris, de sectores blancos y negros, de la red trabecular y de la desviación de la línea de frecuencia (DLF), que mide la orientación de la red trabecular en el espacio.

IV-MATERIAL Y MÉTODO

IV.1-MATERIAL

Para la realización del presente estudio se utilizaron los materiales que se describen a continuación:

IV.1.1-Recursos humanos.

IV.1.2.-Recursos físicos.

IV.1.1-RECURSOS HUMANOS

Este trabajo ha sido realizado en el Centro de Diagnóstico Bucofacial durante los años 2011 y 2012. Los casos fueron seleccionados siguiendo los criterios de inclusión y exclusión que se especifican en el apartado “Método” a partir de escáneres efectuados a pacientes como parte de su estudio preimplantológico o prequirúrgico.

La muestra del estudio se compone de un total de 120 pacientes de los que 60 corresponden a hombres y 60 a mujeres.

IV.1.2- RECURSOS FÍSICOS

IV.2.1. Material radiológico:

Equipo de tomografía computerizada.

IV.2.2. Material informático.

IV.2.2.1. Software específico para densitometría.

IV.2.2.2. Material informático complementario.

IV.2.3. Fantomas de calibración y exploración.

IV.2.4. Ficha de estudio.

IV.1.2.1-MATERIAL RADIOLÓGICO: EQUIPO DE TOMOGRAFÍA COMPUTERIZADA

Las densitometrías se han realizado con dos escáneres de tomografía computerizada helicoidal de la marca GE[®] (General Electric Company USA) y modelo CTe dual) (Figura 19). Sus características técnicas más importantes son las siguientes:

Tensión nominal:	220V-230V-240V-360V.
Corriente nominal:	6A.
Frecuencia:	50Hz / 60Hz.
Tensión del tubo:	120-140 kV.
Corriente del tubo:	60-120 mA.
SFOV:	430 mm.



Figura 19: Escáner de Tomografía computerizada.

IV.1.2.2-MATERIAL INFORMATICO

IV.1.2.2.1-SOFTWARE ESPECÍFICO: PROGRAMA

QCT-PRO 3D SPINE®

El programa de valoración densitométrica empleado ha sido el QCT- PRO, Bone Mineral Densitometry Software, 3D Spine BMD Application Module, Versión 4.2.3, Revisión 20060620, Mindways Software Inc. San Francisco, EE.UU.

QCT PRO es el nombre de una aplicación diseñada para extraer automáticamente la información cuantitativa de los estudios de TC y proveer un mecanismo para mostrar estos datos, archivarlos y procesarlos. Ha sido diseñada como un sistema modular o marco con una base de datos ampliable en previsión de nuevos módulos que se podrán añadir e integrar a los ya existentes.

3D Spine es un módulo o parte de la aplicación QCT-PRO para estudiar la densidad mineral de la columna vertebral, donde podemos definir una región de interés (ROI) en el interior del hueso (Figuras 20 y 21). Las vértebras normalmente exploradas son D-11 a L-4, siendo preferible las mediciones de D-12 a L-3. Las más adecuadas serían L-1 y L-2.

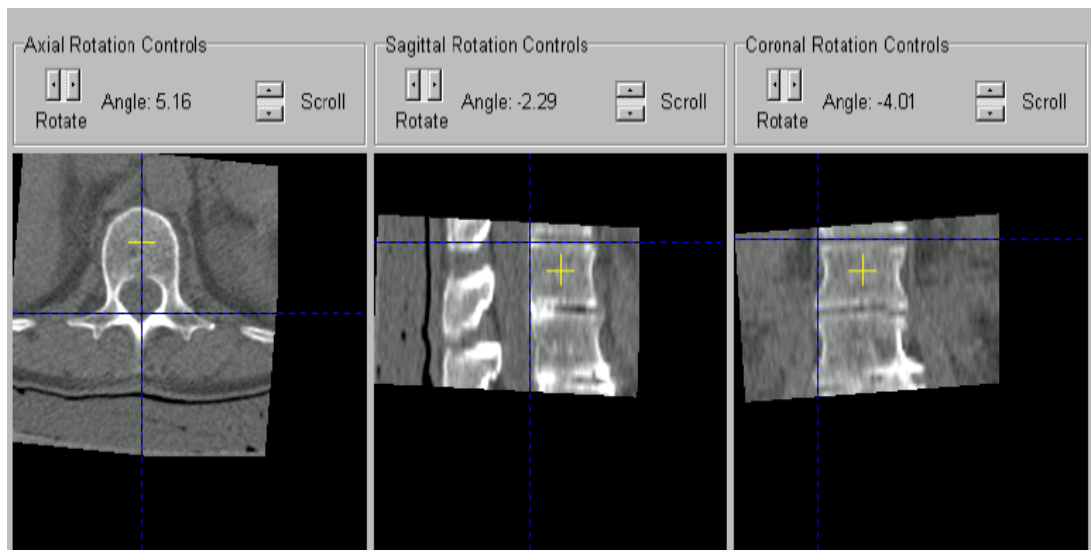


Figura 20: Selección de la ROI en área lumbar (cortes axial, sagital y coronal).

Además del 3D Spine, hay otros módulos de la aplicación disponibles en la actualidad como el 2D Spine, el 2D Spine con entrada manual de datos y el QA. Otros módulos como la proyección de cadera se están desarrollando y se espera que estén disponibles en breve.

El programa QCT-PRO 3D Spine[®] proporciona valores de T-score y de Z-score, obtenidos al comparar los resultados de la DMO con los obtenidos en la población normal de referencia ya que dicha DMO depende de factores como la edad, el sexo o la raza (Figura 22).

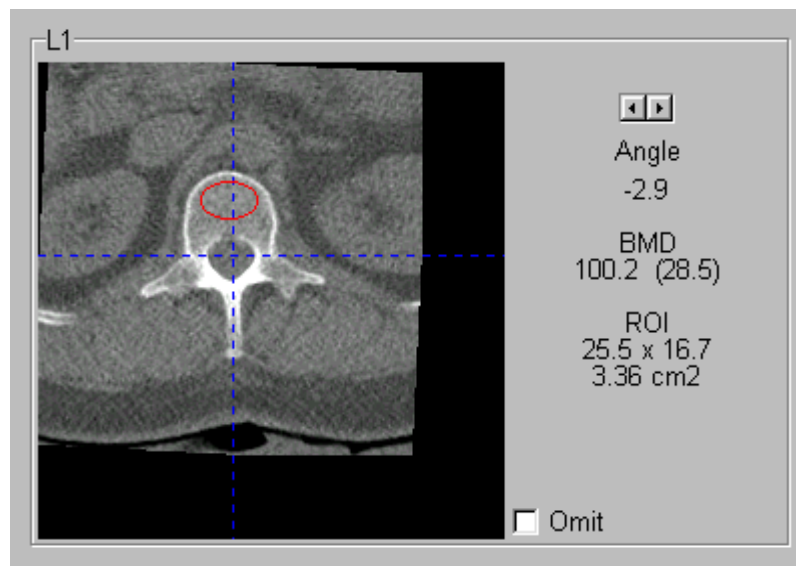


Figura 21: Corte axial con su ROI señalada en rojo.

La puntuación T, escala T o T-score compara los resultados del paciente (cuantificados en número de desviaciones estándar) con la DMO media de la población joven normal entre 20 y 40 años (ó a los 30), momento de mayor madurez ósea en que se alcanza el pico de masa ósea. La T-score es la diferencia en número de DE con respecto al valor de dicho pico de masa ósea. Es el parámetro densitométrico de mayor relevancia para el diagnóstico de la osteoporosis.

La puntuación Z, escala Z o Z-score compara los resultados (cuantificados como número de desviaciones estándar) con la DMO media de la población normal de su misma edad, sexo y raza. Las cifras de normalidad se sitúan entre +1 y -1.

Este programa también convierte las Unidades Hounsfield a miligramos de hidroxiapatita por centímetro cúbico (mg Ha/cm^3). La escala Hounsfield sólo es una escala de grises estandarizada según la atenuación de los R-X al atravesar tejidos con distintas densidades. Por tanto, las Unidades Hounsfield no representan un valor real de densidad, pero al ser traducidas por el programa a mg Ha/cm^3 obtenemos una densidad real. Estos valores expresados en mg/cm^3 son más interesantes que los expresados en UH.

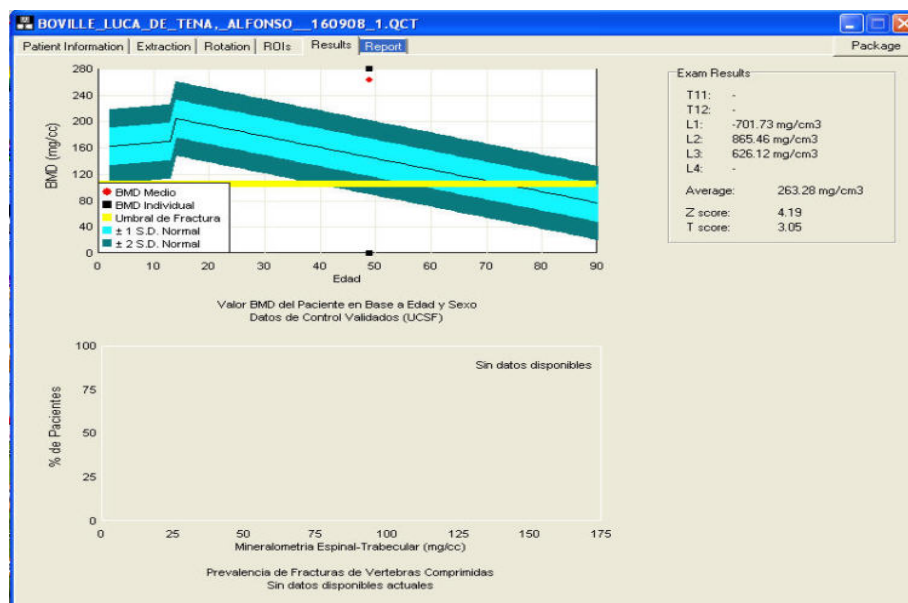


Figura 22: Gráfica de resultados: valor de la DMO del paciente según edad y sexo.

De esta manera obtenemos una densidad *mineral*, correspondiente a la matriz inorgánica ósea (cristales de hidroxiapatita), a diferencia de otros estudios cuyos valores son de densidad física o total y que evalúan también la matriz orgánica (colágeno, proteínas, etc.) y el agua.

Esta diferencia entre densidad mineral y física o total es muy importante ya que, por ejemplo, el agua tiene una densidad física aproximada de 1000 mg/cm^3 , pero su densidad mineral equivalente es de 0 mg/cm^3 .

Al dividir el programa la masa ósea por el volumen del mismo obtenemos una *densidad volumétrica*, en tres dimensiones: más que región o área de interés sería un “volumen de interés”. Esto la diferencia de la densidad de área o superficie (mg/cm^2) proporcionada por la DXA.

El hecho de ser una densidad mineral y volumétrica la hace más exacta, precisa y objetiva que la densidad radiográfica, la obtenida con DXA y la expresada en Unidades Hounsfield, siendo no empírica y no dependiente de la experiencia del clínico. Su margen de error es del 0,7 %.

Además, el programa QCT-PRO 3D Spine permite distinguir la densidad del hueso trabecular y cortical, hecho que con la DXA no es posible debido a que se proyectan las tres dimensiones del hueso en modo de dos.

IV.1.2.2.2-MATERIAL INFORMÁTICO COMPLEMENTARIO

Además del software específico, este trabajo se ha realizado mediante la utilización de los siguientes elementos informáticos:

- Ordenador personal con procesador Pentium conectado al aparato de TC mediante un transceptor con monitor en color de 1024 x 768.
- Unidad de disco duro extraíble Zip de 100 MB con CD-ROM.
- Impresora a color.
- Programa Dentascan[®].
- Programa Microsoft office Word 2007[®] procesador de texto.
- Programa Microsoft office Excel 2007[®] para el registro de datos.
- Programa SPSS[®] para el análisis de resultados

IV.1.2.3-FANTOMAS DE CALIBRACIÓN Y DE EXPLORACIÓN.

Los fantomas (Figura 23) tienen materiales de referencia con densidades conocidas (fosfato dipotásico acuoso, $\text{PO}_4\text{H K}_2$ en agua). Cada fantomas tiene un certificado de calibración con la correspondiente información sobre las densidades de los materiales y sus posibles variaciones asociadas.

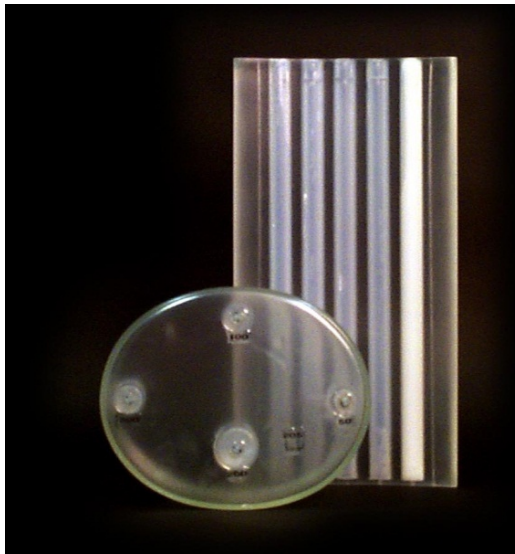


Figura 23: Fantomas de calibración y exploración.

El **fantomas de calibración** (Figura 24) sirve para el ajuste, comprobación y chequeo del escáner durante la fase de calibración, momento en que se efectúa un escaneado simultáneo de los dos fantomas.

El **fantomas de exploración** (Figura 25) se coloca junto al paciente para ser escaneado junto al mismo durante la fase de exploración (Figura 26). Dicho fantomas de exploración está compuesto por una base de plástico (LEXAN[®]) que contiene 5 cilindros con material de referencia (PO_4HK_2 en agua). Se usa PO_4HK_2 porque existe una equivalencia con el tejido óseo en las propiedades de atenuación de los rayos X. Así, si la densidad de una ROI es de $100 \text{ mg de Ha/cm}^3$ las propiedades de atenuación serán muy similares a las de una solución de agua con $100 \text{ mg de PO}_4\text{HK}_2 / \text{cm}^3$. La tabla 1 contiene información sobre las densidades de los diferentes cilindros equivalentes al agua y al PO_4HK_2 .



Figura 24: Fantomas de calibración.



Figura 25: Fantomas de exploración.



Figura 26: Corte axial con su fantomas de exploración.

CILINDRO DE REFERENCIA	EQUIVALENTE DENSIDAD H ₂ O (mg/cm ³)	EQUIVALENTE DENSIDAD PO ₄ HK ₂ (mg/cm ³)
A	1.012,2 +/- 2,3	51,8 +/- 0,1
B	1.057,0 +/- 1,9	53,4 +/- 0,1
C	1.103,6 +/- 1,7	58,9 +/- 0,1
D	1.195,5 +/- 1,8	157,0 +/- 0,3
E	932,2 +/- 2,1	375,8 +/- 0,9

Tabla 1: Densidades de los cilindros del fantomas de exploración.

IV.1.2.4-FICHA DE ESTUDIO.

Se ha diseñado una ficha de estudio en la que se han recogido los datos de cada paciente: nombre, edad, sexo, historial clínico y los datos densitométricos obtenidos de las ROIs de maxilar y mandíbula (página 108).

DISEÑO DEL ESTUDIO

Se realizó un estudio descriptivo, transversal, retrospectivo y observacional. A cada uno de los pacientes de la muestra se le realizó un escáner de TC de maxilar y mandíbula. Dichos pacientes han sido remitidos por cirujanos orales, maxilofaciales, odontólogos y estomatólogos al Centro de Diagnóstico Bucofacial para su correspondiente escáner preimplantológico o prequirúrgico.

La muestra estuvo formada por 120 pacientes y se dividió en 6 grupos de edad según la década. Las 6 décadas serían 20-29, 30-39, 40-49, 50-59, 60-69 y 70-79 años. Cada grupo tiene 2 subgrupos según el sexo. El número y letra de cada grupo hace referencia a la década y al sexo (H por hombres y M por mujeres) (Tabla 2).

Grupo	Subgrupo
2 (20-29)	2H
	2M
3 (30-39)	3H
	3M
4 (40-49)	4H
	4M
5 (50-59)	5H
	5M
6 (60-69)	6H
	6M
7 (70-79)	7H
	7M

Tabla 2: Grupos de la muestra por edad y sexo.

IV.2-MÉTODO

La metodología que se siguió para la realización del presente estudio de investigación se desarrolló en las siguientes fases:

IV.2.1. Recepción del paciente.

IV.2.2. Realización del escáner de TC.

IV.2.3. Selección de los casos.

IV.2.4. Procesamiento y tratamiento de datos del escáner.

IV.2.5. Complimentación de la ficha de estudio.

IV.2.6. Configuración de la tabla de resultados.

IV.2.7. Tratamiento estadístico.

IV.2.1-RECEPCIÓN DEL PACIENTE EN EL CENTRO RADIOLÓGICO

Se recabaron datos de filiación e historial clínico, así como posible información sobre antecedentes patológicos de interés.

IV.2.2-REALIZACIÓN DEL ESCÁNER DE TC

A cada paciente se le realizó un estudio radiológico del área maxilofacial con un escáner de TC helicoidal. En su realización se cumplieron estrictamente las normas del protocolo establecidas para ello.

El estudio de cada paciente constó de tres partes o fases: calibración, exploración y procesamiento o tratamiento de datos. En esta fase se realizaron las dos primeras.

CALIBRACIÓN

En esta fase se procedió a comprobar, chequear y verificar el ajuste adecuado del escáner realizando un escaneado simultáneo de los fantasmas de calibración y exploración (Figura 27). En cada calibrado el programa realizó una

comprobación comparando los valores obtenidos con los valores reales conocidos de los fantomas; de esta forma se comprobó que el aparato de TC utilizaba los parámetros de forma correcta y que obtenía unos datos adecuados. Este paso ha sido imprescindible para la posterior exploración y valoración densitométrica. Para un buen ajuste del aparato el calibrado se ha realizado una vez por semana como indica el fabricante.



Figura 27: Calibración: escaneado simultaneo de los fantomas.

EXPLORACIÓN

Una vez cumplimentada la calibración se situó el fantomas de exploración junto a cada paciente, realizándose el escáner de ambos (Figura 28). Este fantomas está diseñado para ser colocado debajo del paciente, en la zona lumbar o en la cadera, pero en la exploración maxilofacial se plantea el problema de cómo colocarlo debido a que su anatomía hace que sea muy complicado su posicionamiento en el cefalostato sobre el que se fija la cabeza del paciente. Se decidió colocar el fantomas directamente sobre la camilla y fijar la cabeza sobre éste, no utilizándose, por tanto, el cefalostato durante la exploración. Para mayor comodidad del paciente se colocó una bolsa de plástico con materiales deformables entre la cabeza y el fantomas de exploración.

Gracias al fantomas de exploración se pueden comparar los valores de densidad de una determinada zona de interés (ROI) del hueso con los valores de referencia de los materiales del fantomas con densidades conocidas (PO_4HK_2) y así cuantificar la densidad de dicha ROI.

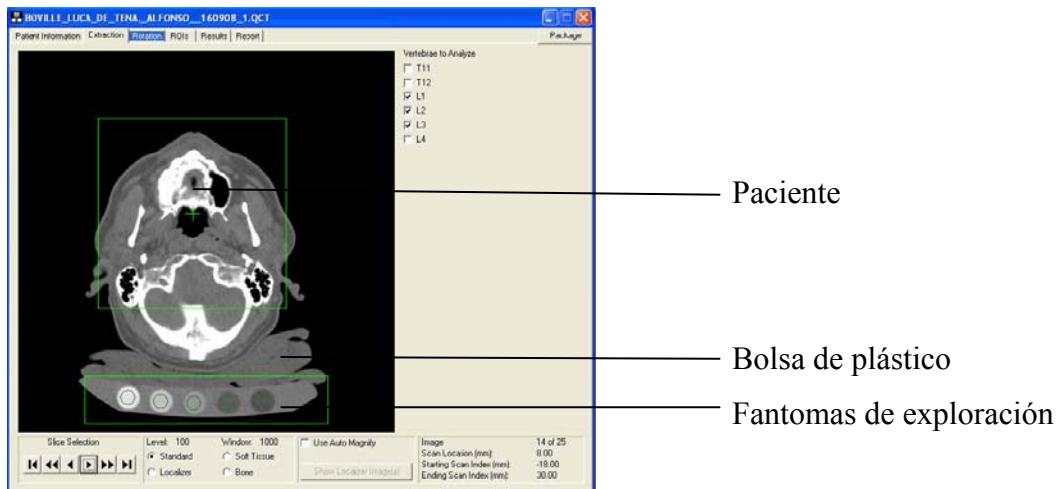


Figura 28: Exploración del paciente con el fantomas de exploración.

IV.2.3-SELECCIÓN DE LOS CASOS

Se seleccionaron aquellos casos que cumplieran los criterios de inclusión y que no presentaban ninguno de los criterios de exclusión.

CRITERIOS DE INCLUSIÓN

-Pacientes remitidos al Centro Radiológico para su correspondiente escáner preimplantológico o prequirúrgico de maxilar o mandíbula.

CRITERIOS DE EXCLUSIÓN

- Aditamentos y artefactos metálicos que pudieran modificar las valoraciones densitométricas (pernos intradentarios, placas, miniplacas y microplacas de osteosíntesis, etc.).
- Mal estado general o enfermedades sistémicas.
- Estado de embarazo o lactancia.
- Tratamientos con posible influencia en el metabolismo óseo.
- Lesiones óseas locales que pudieran alterar las mediciones.

IV.2.4-PROCESAMIENTO Y TRATAMIENTO DE LOS DATOS DEL ESCÁNER

Tras la calibración del escáner y la exploración del paciente, los datos brutos obtenidos fueron almacenados en la memoria del aparato de TC en formato DICOM (Digital Imaging and Communication in Medicine), siendo posible disponer de ellos siempre que fuera necesario. Este formato es el estándar reconocido mundialmente para el manejo, almacenamiento, intercambio, transmisión e impresión de imágenes médicas. Por tanto el programa es compatible con todos los escáneres adaptados y preparados para dicho formato.

Dichos datos fueron tratados de dos maneras diferentes: por una parte se siguieron las pautas habituales aplicando el programa Dentascan[®] (imprimiéndose las imágenes en película radiográfica para su entrega al paciente) y por otra se enviaron a una estación de trabajo (ordenador o PC) en la que estaba instalado el programa QCT PRO 3D Spine[®] (Figura 29).



Figura 29: Estación de trabajo.

Ya en la estación de trabajo, con la pantalla de MPR (reconstrucción multiplanar) podíamos movernos a través de los planos axial, sagital y frontal para conseguir situar la ROI en la localización deseada. Con las herramientas específicas del programa (cursor tools) elegimos los cortes adecuados y obtuvimos distintas imágenes del maxilar sobre las que hemos seleccionado las ROIs para realizar las mediciones. En cada estudio el programa permitió evaluar tres ROIs.

Este programa, inicialmente diseñado para las vértebras lumbares, ha sido adaptado y aplicado al área maxilofacial. Para medir su densidad ósea hemos considerado doce ROIs de referencia en cada paciente: 6 en el maxilar y 6 en la mandíbula.

Las seis ROIs en el maxilar fueron (Figura 30):

1- **Dos ROIs premaxilares:** a 5 mm por detrás de los ápices de los incisivos centrales superiores (11 y 21) y a su misma altura. En aquellos casos en los que no existían estos dientes las mediciones se realizaron a 5 mm a izquierda y derecha a partir de la línea media maxilar y en el punto medio entre el suelo de las fosas nasales y el reborde alveolar.

2- **Dos ROI s en áreas premo lares:** entre los ápices de los premolares superiores (14-15 y 24-25). En aquellos casos en los que no existían estos dientes, la ROI se situó en el punto medio entre el suelo del seno maxilar y el reborde alveolar.

3- **Dos ROIs tuberositarias :** a 5 mm del borde tuberositario posterior y a 5 mm del reborde alveolar, sobre una línea diagonal imaginaria en 45° a partir del punto donde confluirían ambos.

Las seis ROIs en la mandíbula fueron (Figura 30):

1- **Dos ROIs parasinfisarias :** a 10 mm por debajo de los ápices de los incisivos laterales (32 y 42). En aquellos casos en los que no existían estos dientes las mediciones se realizaron a 5 mm de la línea media sinfisaria, hacia izquierda y derecha y en el punto medio entre los bordes superior e inferior de la mandíbula.

2-Dos ROIs en áreas premolares: a 5 mm por debajo de los ápices de los segundos premolares inferiores (35 y 45). En aquellos casos en los que no existían estos dientes las mediciones se realizaron a 5 mm del agujero mentoniano hacia distal y a su misma altura.

3-Dos ROIs en áreas molares : a 5 mm por debajo de la línea que une los ápices de los segundos molares inferiores (37 y 47), en el punto medio. En aquellos casos en los que no existían estos dientes las ROIs estarían a 20 mm del agujero mentoniano y a su misma altura.

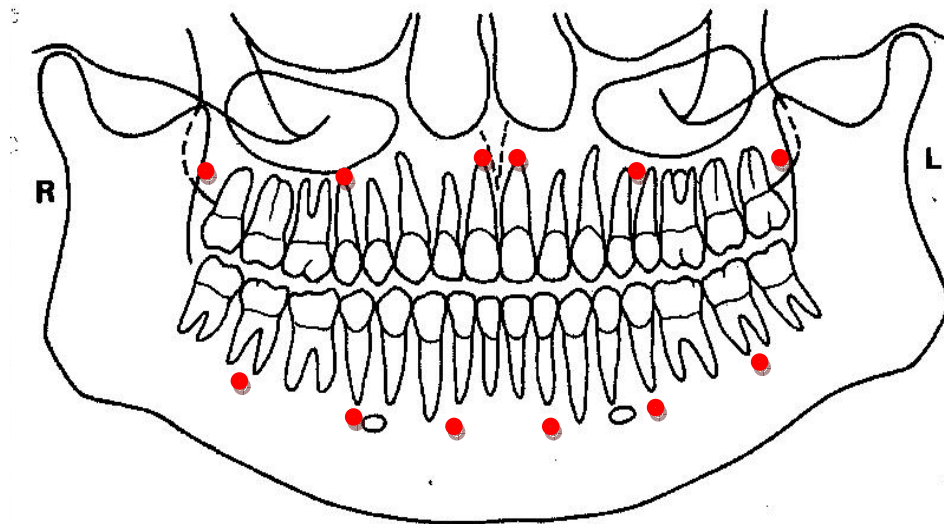


Figura 30: ROIs en maxilar y mandíbula.

Se pretendió que estas ROIs incluyeran solamente hueso trabecular; por tanto, las referencias anatómicas para la obtención de dichas ROIs estaban en función de la mayor disponibilidad de este tipo de hueso.

Las localizaciones de las ROIs anteriormente descritas eran un marco ideal de referencia y tenían un margen de aproximación de 1-3 mm debido a que a veces era difícil la obtención de ROIs que contuvieran sólo hueso trabecular. De esta manera, si tras el ápice de un incisivo superior encontrábamos hueso cortical nos desplazábamos hasta hallar solamente hueso trabecular. O si entre los ápices de los premolares superiores hallábamos densidad aire nos desplazábamos también hasta hallar hueso trabecular (Figura 31).

Hemos intentado lograr una ROI o volumen de interés del menor tamaño posible: 1 mm de anchura, 1 mm de altura y 1 mm de profundidad. De este modo hemos podido adaptarnos al reducido tamaño del maxilar y la mandíbula (mucho menor que el de las vértebras). La especial anatomía de estos huesos hace que sus mediciones sean más complejas que las efectuadas en el cuerpo de las vértebras lumbares, zona para la que el programa está diseñado en un principio.

Dado que en cada escáner definimos 12 ROIs y que en cada sesión hemos medido 3 ROIs (L-1, L-2 y L-3), en cada paciente hemos efectuado 4 sesiones (una por cuadrante).

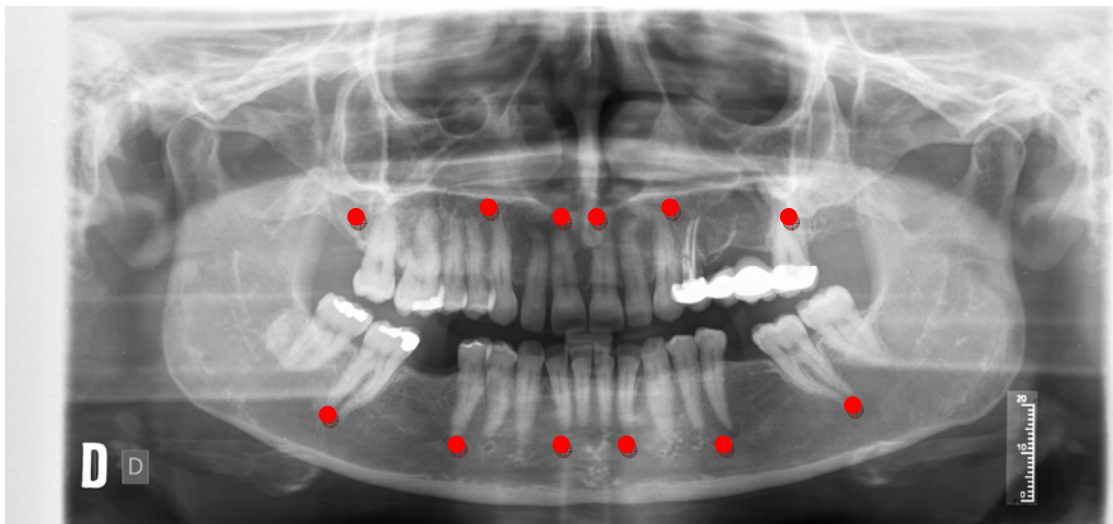


Figura 31: ROIs en maxilar y mandíbula.

Más en detalle, los pasos o fases que hemos seguido en el ordenador fueron los siguientes:

1- APERTURA DEL PROGRAMA QCT PRO 3D SPINE®. Una vez abierto aparece una barra de herramientas con varios iconos (Figura 32).



Figura 32: Barra de herramientas.

2- TRADUCCIÓN DE LOS DATOS DE LA CALIBRACIÓN (EN LENGUAJE DICOM) AL PROGRAMA QCT PRO

- Esta fase o subprograma se abre pinchando o clicando el botón con el icono del puente.
- Clicamos las casillas “QA” y “Select” (Figura 33).

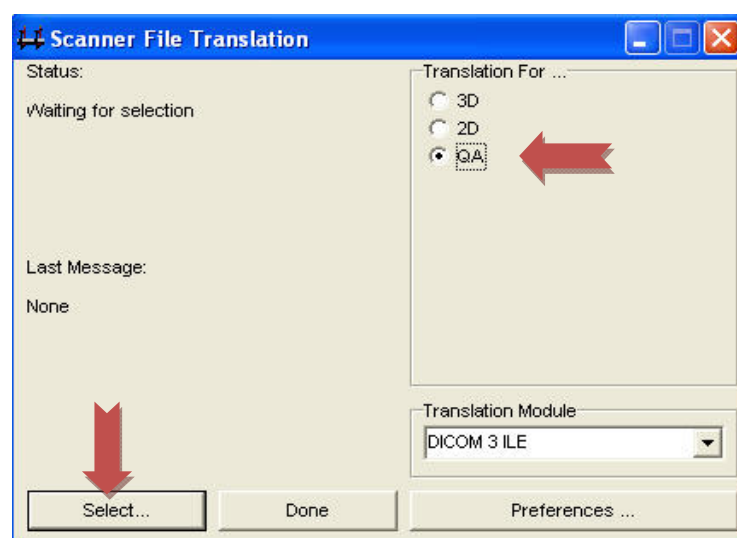


Figura 33: Traducción de datos de calibración.

- Seleccionamos el paciente de una lista de nombres (Figura 34).
- Clicamos la casilla “No errores de traducción”.
- Clicamos la casilla “Done”.

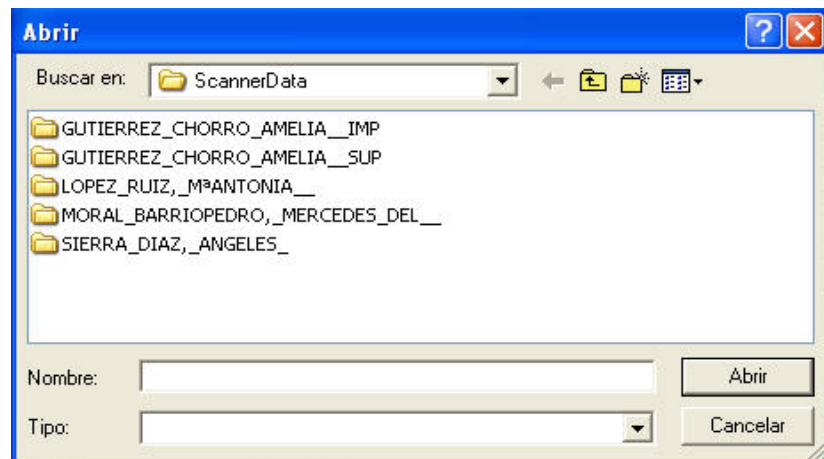


Figura 34: Lista de pacientes.

3- TRADUCCIÓN DE LOS DATOS DEL ESCÁNER

- Esta fase o subprograma se abre clicando el botón con el icono del puente de nuevo.
- Clicamos las casillas “3D” y “Select”.
- Seleccionamos el paciente de una lista de nombres.
- Clicamos la casilla “No errores de traducción”.
- Clicamos la casilla “Done”.

4- APERTURA DE LA CALIBRACIÓN

- Esta fase se abre clicando el botón con el icono de los fantasmas de calibración y exploración (Figura 35).

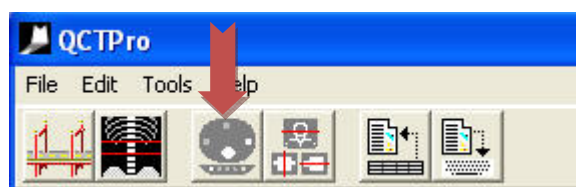


Figura 35: Icono de fantasmas de calibración y exploración.

- Seleccionamos la casilla “Attempt to autoanalyze” y clicamos “Yes”.
- Clicamos la casilla “Pass” y cerramos la ventana de calibración (Figura 36).

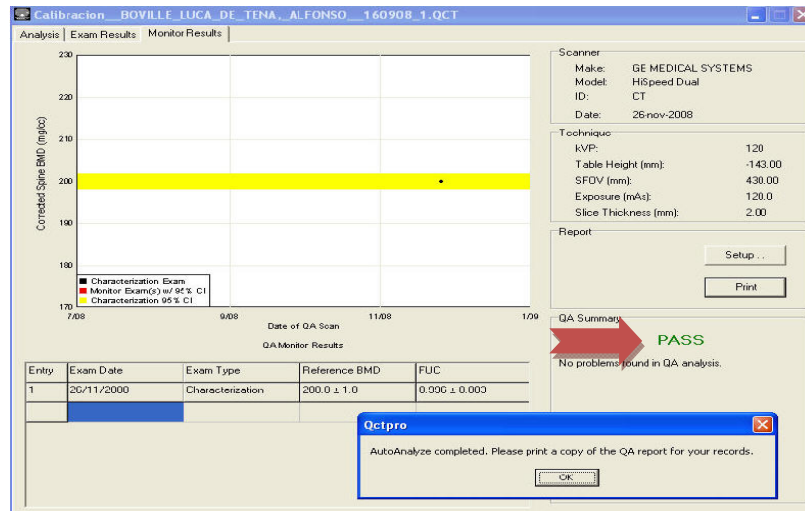


Figura 36: Clicamos la casilla “Pass”.

5- APERTURA DE LA APLICACIÓN DEL PROGRAMA 3D SPINE

- Esta fase se abre clicando el botón con el icono de la vértebra y del aparato de R-X (Figura 37).

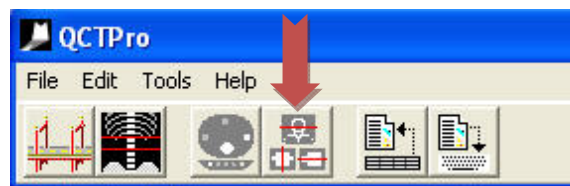


Figura 37: Icono con la vértebra y el aparato de R-X.

- Seleccionamos el paciente y clicamos en la casilla “Add new record” (Figura 38).

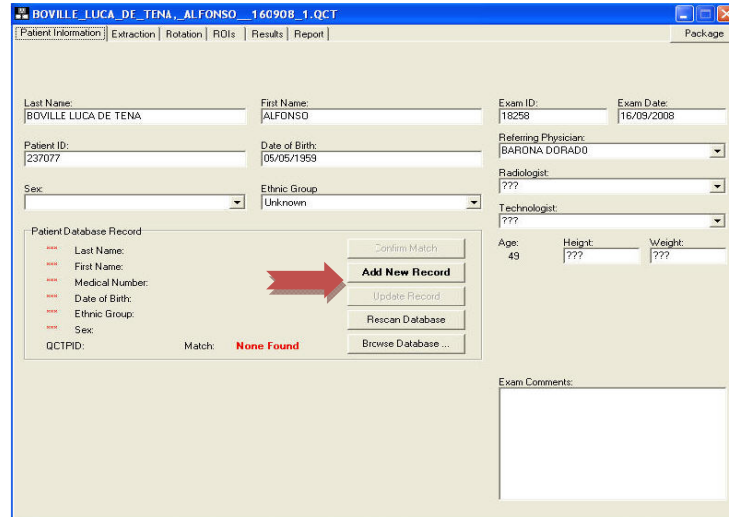


Figura 38: Clicamos en la casilla “Add new record”.

- Aparece una barra de herramientas en la zona superior izquierda con cinco pestañas: Extracción, Rotación, ROIs, Resultados y Report (Figura 39).

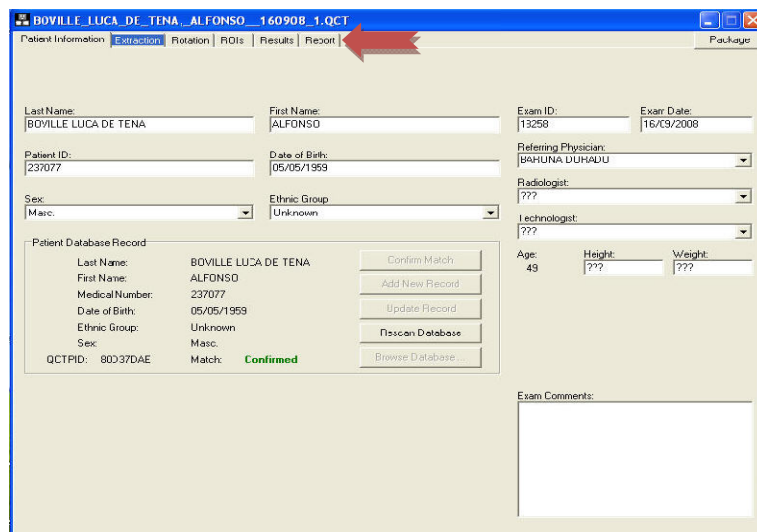


Figura 39: Aparece barra de herramientas con cinco pestañas.

- Clicamos la pestaña “EXTRACCIÓN” (que parpadea).

- En la ventana que aparece (Figura 40) seleccionamos las casillas L1, L2 y L3 (que están parpadeando). Corresponden a tres áreas a estudiar; por tanto en cada maxilar o mandíbula realizamos dos estudios (seis áreas en total).
- Elegimos el corte axial desplazándonos por la función “Slice selection” y colocamos la diana blanca sobre el área a estudiar.

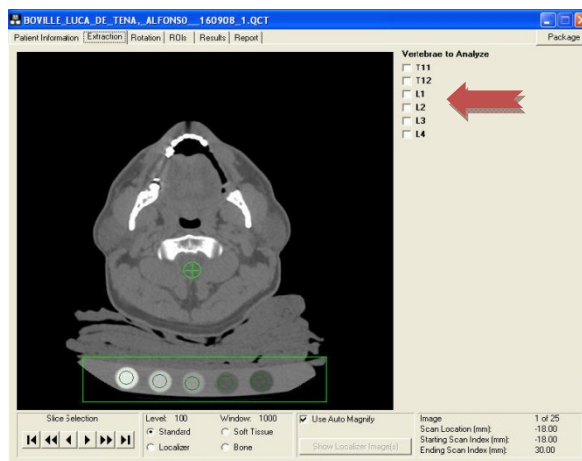


Figura 40: Aparece ventana con casillas L1, L2 y L3.

- Clicamos la pestaña “ROTACIÓN”. (Figura 41).

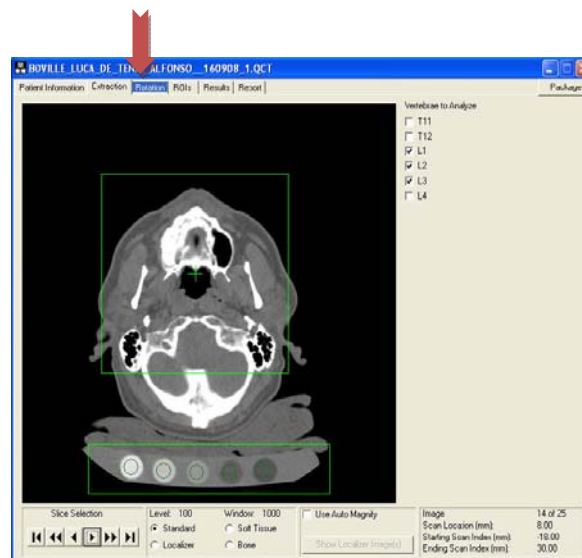


Figura 41: Clicamos la pestaña “rotación”.

- En la ventana que aparece arrastramos con el ratón las cruces o dianas amarillas y las colocamos en las áreas a estudiar (Figura 42).



Figura 42: Aparecen las cruces o dianas amarillas.

- Elegimos el corte axial desplazándonos por la función “Scroll”
- Clicamos las casillas “Save ROI-1, ROI-2 y ROI-3” después de haber colocado las dianas.
- Clicamos la pestaña “ROIs” y aparece una nueva ventana.
- Se ven tres círculos rojos que representan las ROIs (Figura 43).

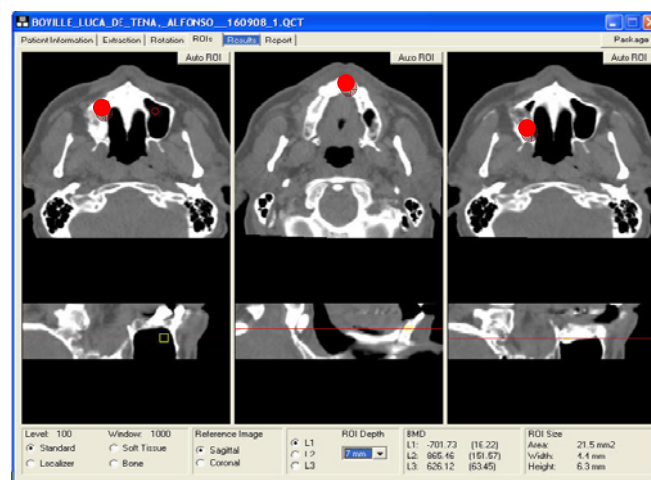


Figura 43: Aparecen las 3 ROIs.

- Con el botón derecho del ratón modificamos el tamaño de las ROIs en altura, anchura y profundidad (Figura 44) hasta conseguir un volumen de 1x1x1 mm.
- Clicamos las casillas L-1, L-2 y L-3 para guardar los datos.

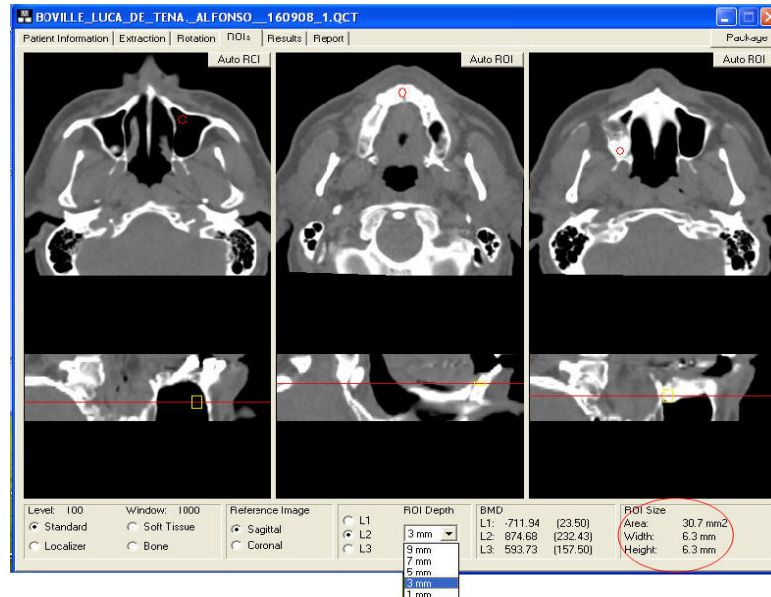


Figura 44: Ajustamos tamaño de ROI.

- Clicamos la pestaña “RESULTADOS” y aparecen las cifras de densidad de las ROIs en mg HA/ cm³.
- Clicamos la casilla “Save exam record”, para guardar los resultados (Fig 45).

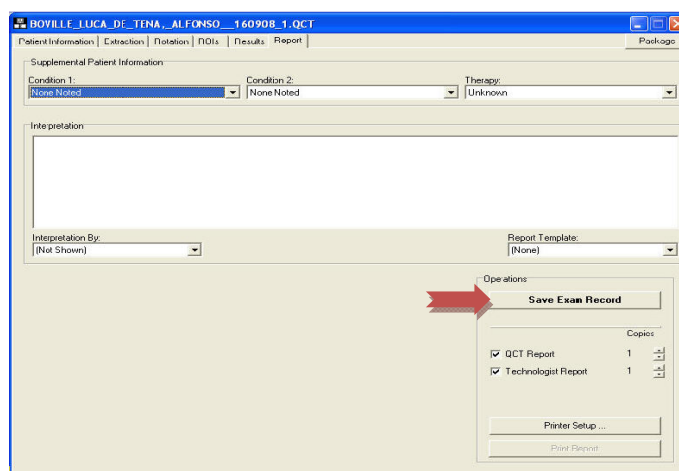


Figura 45: Guardamos los resultados.

- Clicamos la pestaña “REPORT”.
- Clicamos la pestaña “Save exam record” (Figura 46).
- Guardamos los resultados en el ordenador y podemos imprimirlos.

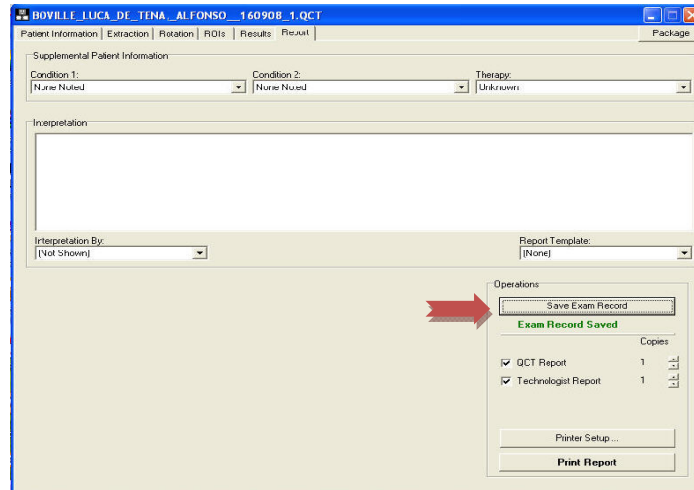


Figura 46: Guardamos los resultados.

IV.2.5-CUMPLIMENTACIÓN DE LA FICHA DE ESTUDIO

Los datos obtenidos de las exploraciones tomográficas se apuntaron en las correspondientes fichas de estudio para cumplimentarlas. En cada ficha hay dos filas. En la fila superior hay 6 celdas correspondientes a las densidades de las ROIs maxilares. Del mismo modo las 6 celdas inferiores corresponden a las ROIs de la mandíbula.

Mx-1: ROI tuberositaria derecha.

Mx-2: ROI premolar maxilar derecha.

Mx-3: ROI premaxilar derecha.

Mx-4: ROI premaxilar izquierda.

Mx-5: ROI premolar maxilar izquierda.

Mx-6: ROI tuberositaria izquierda.

Mb-1: ROI mandibular molar derecha.

Mb-2: ROI mandibular premolar derecha.

Mb-3: ROI parasinfisaria derecha.

Mb-4: ROI parasinfisaria izquierda.

Mb-5: ROI mandibular premolar izquierda.

Mb-6: ROI mandibular molar izquierda.

FICHA DE ESTUDIO

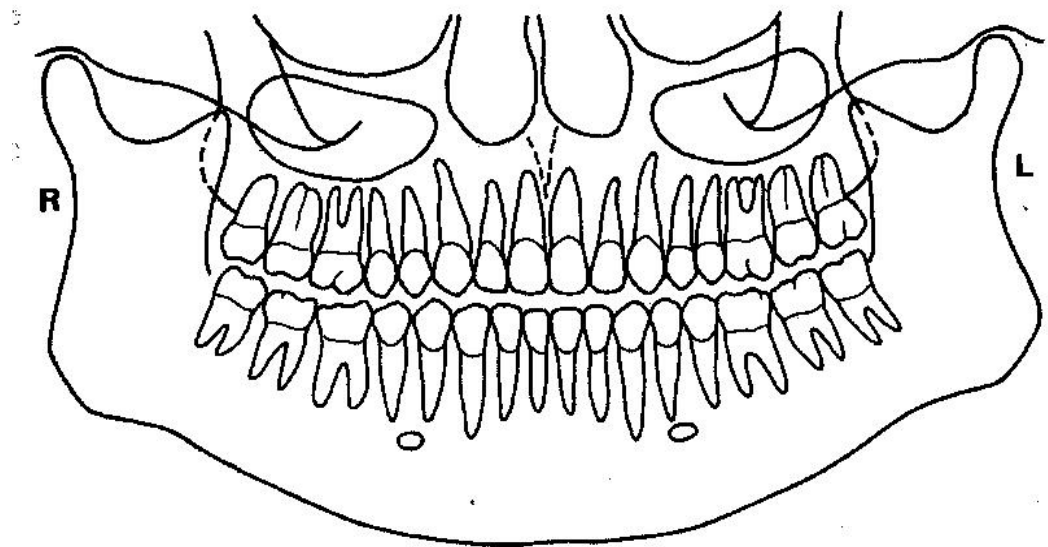
Nombre y apellidos:

Sexo:

Edad:

Antecedentes Patológicos de interés:

Densidad Mx	Mx-1	Mx-2	Mx-3	Mx-4	Mx-5	Mx-6
Densidad Mb	Mb-1	Mb-2	Mb-3	Mb-4	Mb-5	Mb-6



IV.2.6- CONFIGURACIÓN DE LA TABLA DE RESULTADOS

A partir de los datos de las 120 fichas de estudio correspondientes a los pacientes se ha configurado una tabla de resultados utilizando el programa Microsoft office Excel 2007® (ver anexo estadístico).

IV.2.7- TRATAMIENTO ESTADÍSTICO

Los datos de dicha tabla de resultados fueron sometidos a un estudio estadístico y analizados en el Centro de Proceso de Datos de la Universidad Complutense de Madrid utilizando el programa estadístico SPSS (Statistical Package for the Social Sciences).

Por lo que respecta a la **Estadística descriptiva** se han calculado los parámetros o estadísticos de la muestra como las medias, las desviaciones típicas, los errores típicos, los mínimos y los máximos.

A partir de las 12 ROIs de sus lados izquierdo y derecho hemos obtenido 6 áreas:

Mx-C: área maxilar central.

Mx-P: “ “ premolar.

Mx-M: “ “ molar.

Mb-C: área mandibular central.

Mb-P: “ “ premolar.

Mb-M: “ “ molar.

Por lo que respecta a la **Estadística inferencial** se han realizado estudios comparativos mediante tests paramétricos o de normalidad como la T de Student, el test de Anova de Análisis de la Varianza, la Prueba de Homogeneidad de varianzas de Levene y las Pruebas post hoc de Subconjuntos homogéneos, siendo el Intervalo de confianza de un 95%.

Con estos tests se ha intentado encontrar posibles relaciones entre densidad y variables como la edad, el sexo, las áreas anatómica y la localización, y en el caso de haberlas, saber si son significativas o no.

V-ANÁLISIS DE RESULTADOS

V.1-ANÁLISIS ESTADÍSTICO DESCRIPTIVO

V.1.1-DISTRIBUCIÓN DE LA DENSIDAD SEGÚN LA LOCALIZACIÓN SUPERIOR O INFERIOR

Se observa que la mandíbula es más densa que el maxilar, tanto en hombres como en mujeres. (Tabla 3 y Figura 47).

	MAXILAR	MANDÍBULA
HOMBRES	214,06	252,49
MUJERES	200,79	239,16
TOTAL	208,08	247,05

Tabla 3: Densidades medias en maxilar y mandíbula expresadas en mg Ha/cm³.

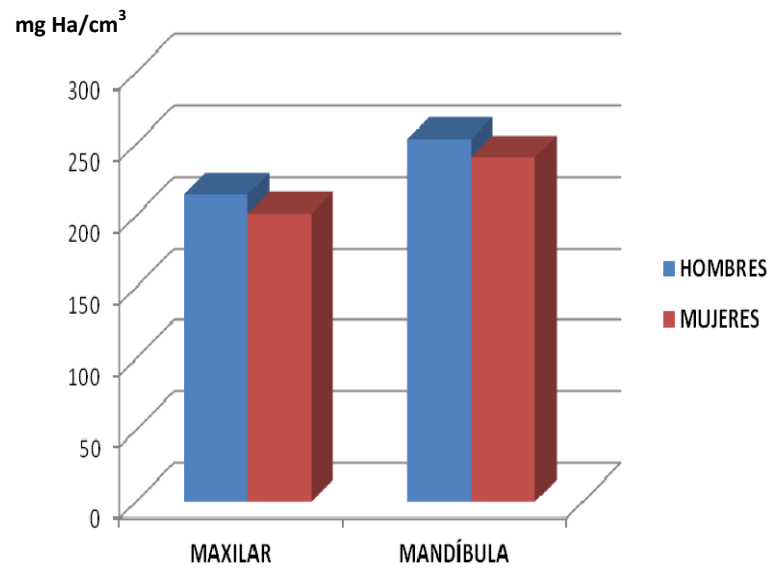


Figura 47: Densidades medias en maxilar y mandíbula expresadas en mg Ha/cm³.

V.1.2-DISTRIBUCIÓN DE LA DENSIDAD SEGÚN LA REGIÓN ANATÓMICA

Se observa que la densidad disminuye al desplazarnos en sentido antero-posterior. Así, las áreas anteriores (Mx-C y Mb-C) son más densas que las medias (Mx-P y Mb-P), que a su vez son más densas que las posteriores (Mx-M y Mb-M) (Tabla 4 y Figura 48).

LOCALIZACIÓN	Hombres	Mujeres
Mx-C	335,3783	303,4212
Mx-P	231,1777	210,9816
Mx-M	77,9479	89,5868
Mb-C	337,3118	313,7945
Mb-P	236,5375	229,1688
Mb-M	186,7453	177,6832

Tabla 4: Densidades medias de las regiones anatómicas expresadas en mg Ha/cm³.

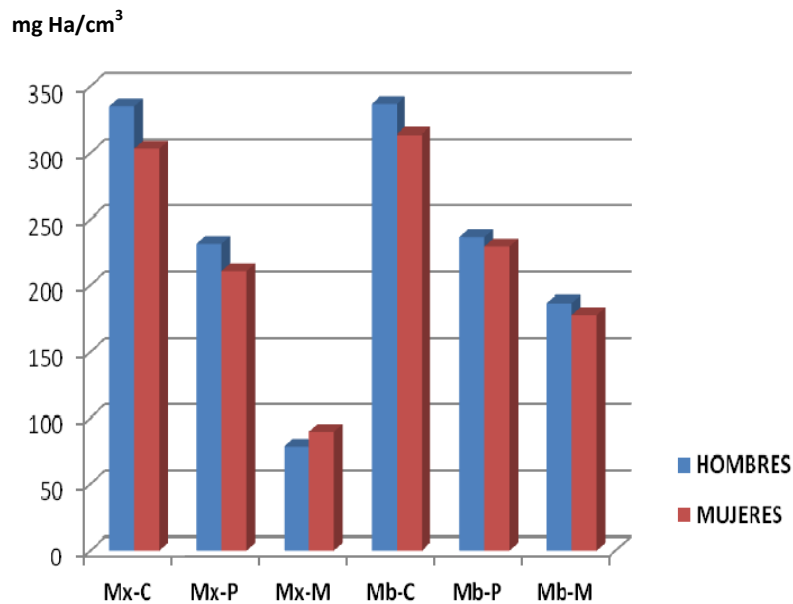


Figura 48: Densidades medias de las regiones anatómicas expresadas en mg Ha/cm³.

REGIONES ANATÓMICAS DE MAXILAR

La densidad en maxilar disminuye claramente al desplazarnos en sentido antero-posterior, pero en las mujeres se aprecia un descenso de la densidad a partir de la década de los 50-59. En los hombres las cifras se mantienen o disminuyen suavemente (Figuras 49 y 50).

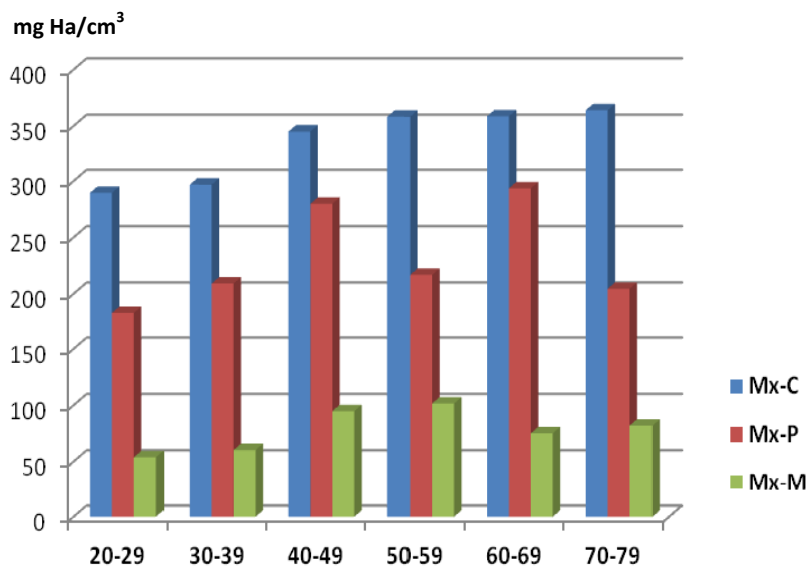


Figura 49: Densidades medias de las regiones anatómicas del maxilar de los hombres expresadas en mg Ha/cm³.

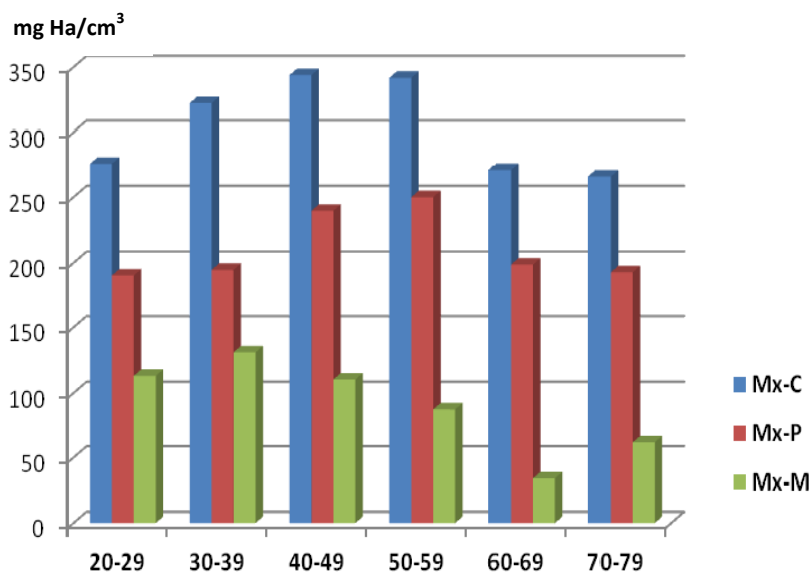


Figura 50: Densidades medias de las regiones anatómicas del maxilar de las mujeres expresadas en mg Ha/cm³.

REGIONES ANATÓMICAS DE MANDÍBULA

La densidad en mandíbula también disminuye al desplazarnos en sentido anteroposterior y en las mujeres se aprecia un pico de densidad en la década de 50-59, con un descenso a partir de esa década. En los hombres las cifras se mantienen o incluso aumentan (sobre todo en el área mandibular central) (Figuras 51 y 52).

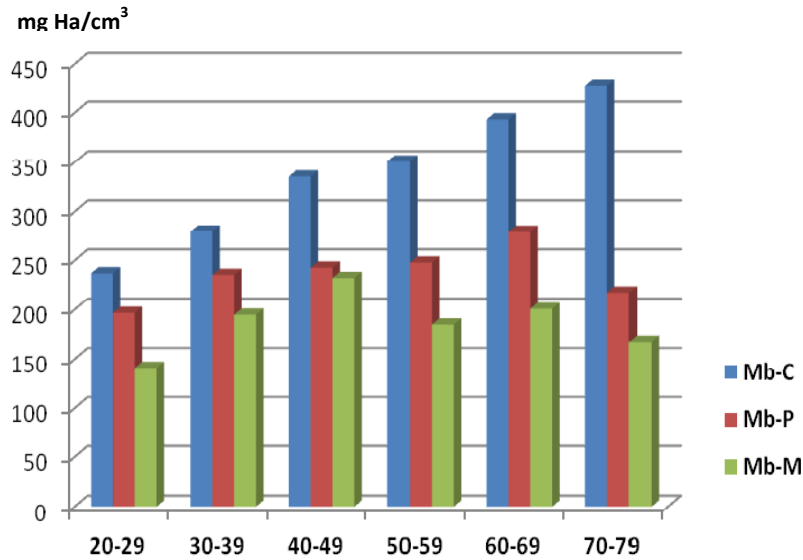


Figura 51: Densidades medias de las regiones anatómicas de la mandíbula de los hombres expresadas en mg Ha/cm³.

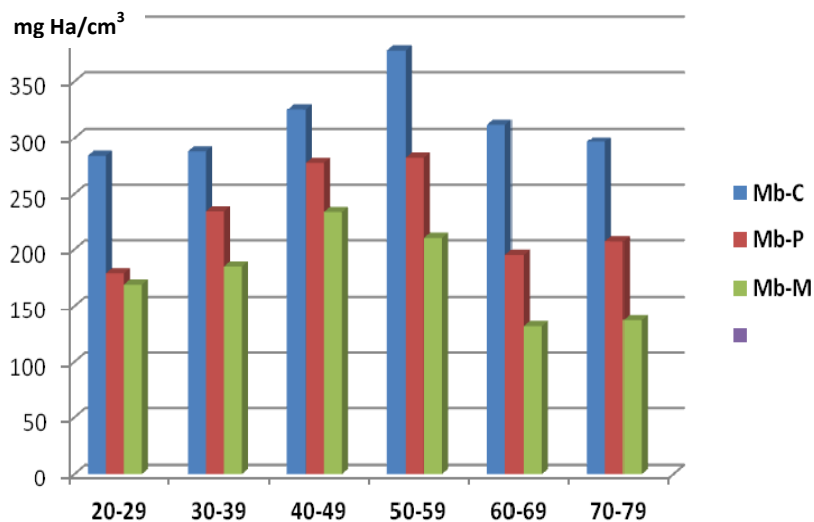


Figura 52: Densidades medias de las regiones anatómicas de la mandíbula de las mujeres expresadas en mg Ha/cm³.

V.1.3-DISTRIBUCIÓN DE LA DENSIDAD SEGÚN EL SEXO

HOMBRES

MAXILAR

Observamos que las medias correspondientes a las localizaciones centrales (Mx-3 y Mx-4) presentan valores superiores a los de las localizaciones intermedias (Mx-2 y Mx-5), que a su vez presentan valores superiores a los de las localizaciones posteriores (Mx-1 y Mx-6) (Tabla 5 y Figura 53).

Mx1	78,5542
Mx2	232,5345
Mx3	350,9553
Mx4	319,8012
Mx5	229,8210
Mx6	77,3417

Tabla 5: Medias de densidad en maxilar de varones expresadas en mg Ha/cm^3 .

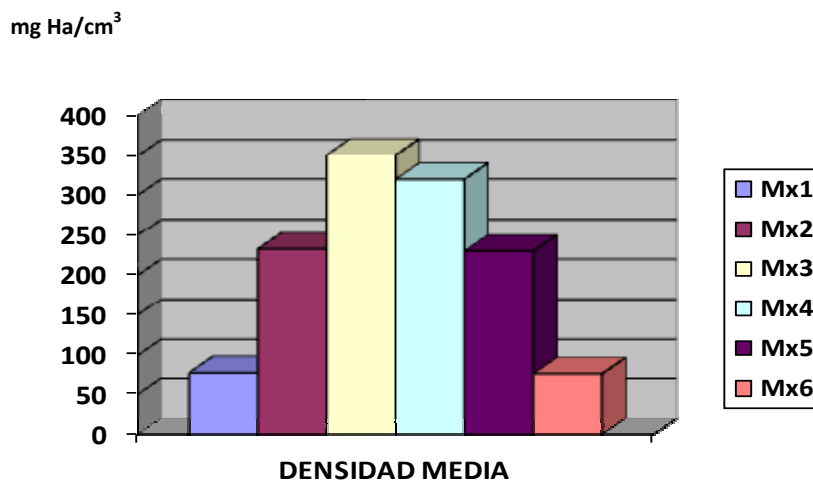


Figura 53: Medias de densidad en maxilar de varones expresadas en mg Ha/cm^3 .

MANDÍBULA

El análisis a nivel mandibular en los hombres muestra que las medias correspondientes a las localizaciones centrales (Mb-3 y Mb-4) presentan valores superiores a los de las localizaciones intermedias (Mb-2 y Mb-5), que a su vez presentan valores superiores a los de las localizaciones posteriores (Mb-1 y Mb-6) (Tabla 6 y Figura 54).

Mb1	178,3802
Mb2	235,9193
Mb3	344,0652
Mb4	330,5585
Mb5	237,1557
Mb6	195,1105

Tabla 6: Medias de densidad en mandíbula de varones expresadas en mg Ha/cm³.

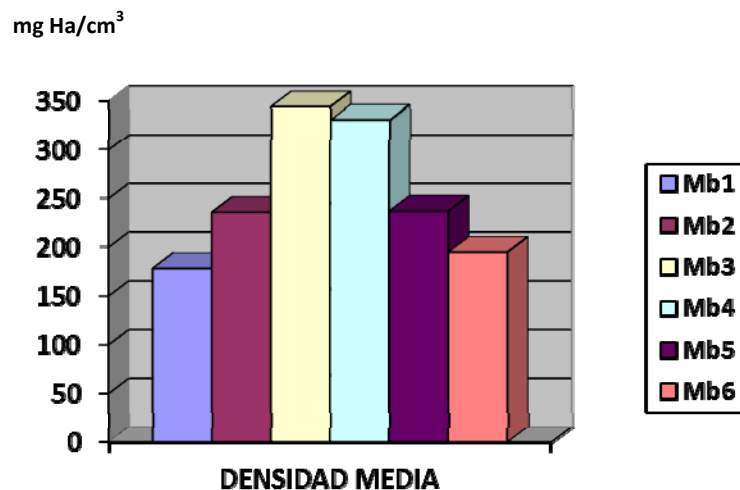


Figura 54: Medias de densidad en mandíbula de varones expresadas en mg Ha/cm³.

MUJERES**MAXILAR**

Por lo que respecta a las mujeres y analizando los resultados a nivel maxilar, observamos que las medias correspondientes a las localizaciones centrales (Mx-3 y Mx-4) presentan valores superiores a los de las localizaciones intermedias (Mx-2 y Mx-5), que a su vez presentan valores superiores a los de las localizaciones posteriores (Mx-1 y Mx-6) (Tabla 7 y Figura 55). Este comportamiento sigue un modelo similar que el de los varones en maxilar.

LOCALIZACIÓN	DENSIDAD MEDIA
Mx1	88,7112
Mx2	209,7675
Mx3	299,1915
Mx4	307,6508
Mx5	212,1957
Mx6	90,4625

Tabla 7: Medias de densidad en maxilar de mujeres expresadas en mg Ha/cm³.

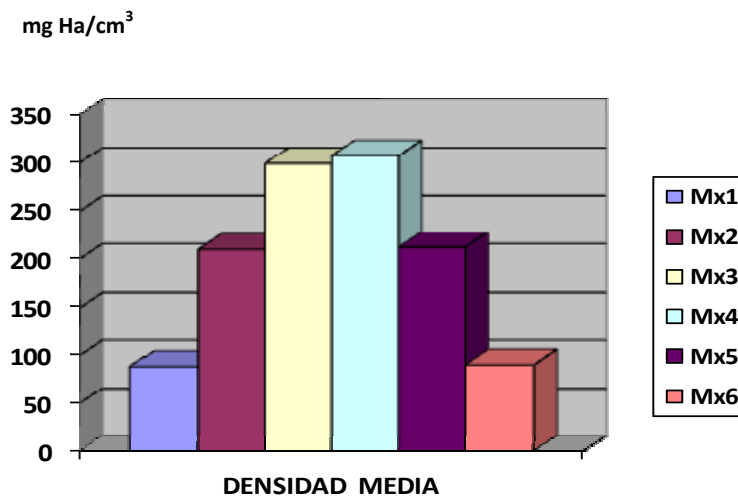


Figura 55: Medias de densidad en maxilar de mujeres expresadas en mg Ha/cm³.

MANDÍBULA

Respecto a las mujeres a nivel mandibular, observamos que las medias correspondientes a las localizaciones centrales (Mb-3 y Mb-4) presentan valores superiores a los de las localizaciones intermedias (Mb-2 y Mb-5), que a su vez presentan valores superiores a los de las localizaciones posteriores (Mb-1 y Mb-6) (Tabla 8 y Figura 56). Este comportamiento sigue un modelo similar que el de los varones en mandíbula.

LOCALIZACIÓN	DENSIDAD MEDIA
Mb1	167,0302
Mb2	231,0380
Mb3	320,0148
Mb4	307,5742
Mb5	227,2995
Mb6	188,3362

Tabla 8: Medias de densidad en mandíbula de mujeres expresadas en mg Ha/cm^3 .

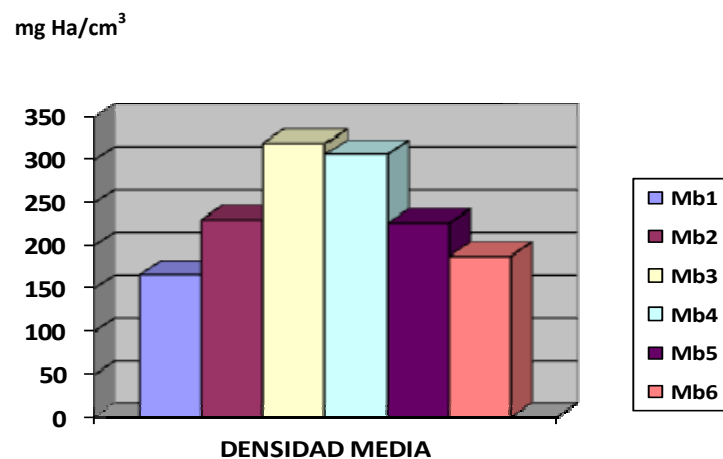


Figura 56: Medias de densidad en mandíbula de mujeres expresadas en mg Ha/cm^3 .

V.1.3.1-COMPARATIVA DE DENSIDADES POR SEXOS

MAXILAR

Comparando las densidades a nivel maxilar observamos que en áreas centrales (Mx-3 y Mx-4) e intermedias (Mx-2 y Mx-5) los valores densitométricos en varones son superiores, pero en áreas tuberositarias (Mx-1 y Mx-6) las mujeres presentan valores superiores (Tabla 9 y Figura 57).

LOCALIZACIÓN	DENSIDAD MEDIA HOMBRES	DENSIDAD MEDIA MUJERES
Mx1	78,5542	88,7112
Mx2	232,5345	209,7675
Mx3	350,9553	299,1915
Mx4	319,8012	307,6508
Mx5	229,8210	212,1957
Mx6	77,3417	90,4625

Tabla 9: Comparativa de densidades en maxilar de hombres y mujeres expresadas en mg Ha/cm³.

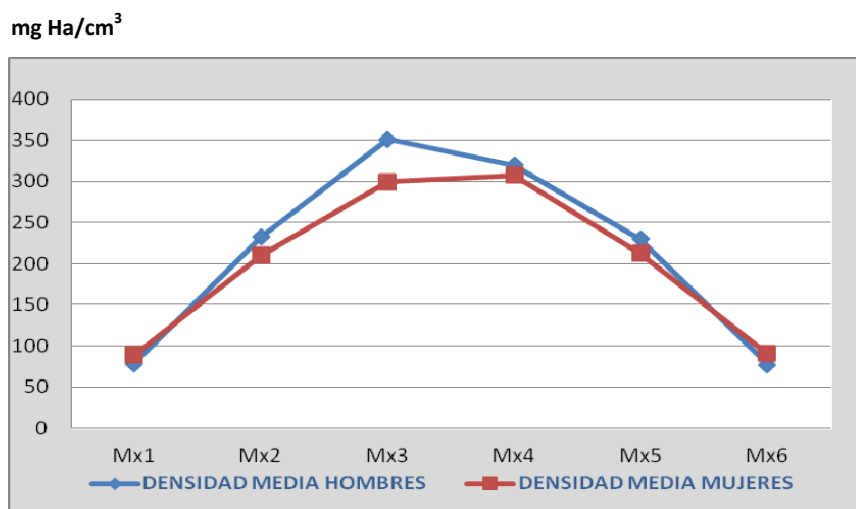


Figura 57: Comparativa de densidades en maxilar de hombres y mujeres

expresadas en mg Ha/cm³.

MANDÍBULA

Comparando las densidades a nivel mandibular observamos que en todas las áreas (centrales, intermedias y posteriores) los valores densitométricos en varones son claramente superiores a los de las mujeres (Tabla 10 y Figura 58).

LOCALIZACIÓN	DENSIDAD MEDIA HOMBRES	DENSIDAD MEDIA MUJERES
Mb1	178,3802	167,0302
Mb2	235,9193	231,0380
Mb3	344,0652	320,0148
Mb4	330,5585	307,5742
Mb5	237,1557	227,2995
Mb6	195,1105	188,3362

Tabla 10: Comparativa de densidades en mandíbula de hombres y mujeres expresadas en mg Ha/cm³.

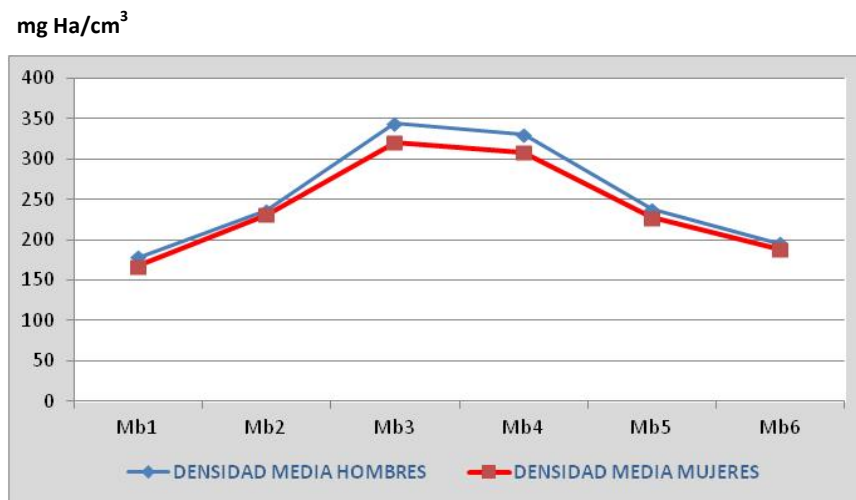


Figura 58: Comparativa de densidades en mandíbula de hombres y mujeres expresadas en mg Ha/cm³.

V.1.4-DISTRIBUCIÓN DE LA DENSIDAD SEGÚN LA EDAD

DÉCADA DE 20-29 AÑOS

MAXILAR

A nivel maxilar, observamos que en localizaciones centrales (Mx-3 y Mx-4) los varones presentan valores de media superiores a los de las mujeres, pero en localizaciones intermedias (Mx-2 y Mx-5) y posteriores (Mx-1 y Mx-6) las medias en mujeres tienen valores superiores (Tabla 11 y Figura 59).

LOCALIZACIÓN	DENSIDAD MEDIA HOMBRES	DENSIDAD MEDIA MUJERES
Mx1	59,6150	113,9600
Mx2	176,6540	190,2450
Mx3	306,3490	280,7970
Mx4	272,7490	270,6620
Mx5	189,4690	190,1740
Mx6	48,0660	112,7160

Tabla 11: Medias de densidad en maxilar en la década de 20-29 años expresadas en mg Ha/cm³.

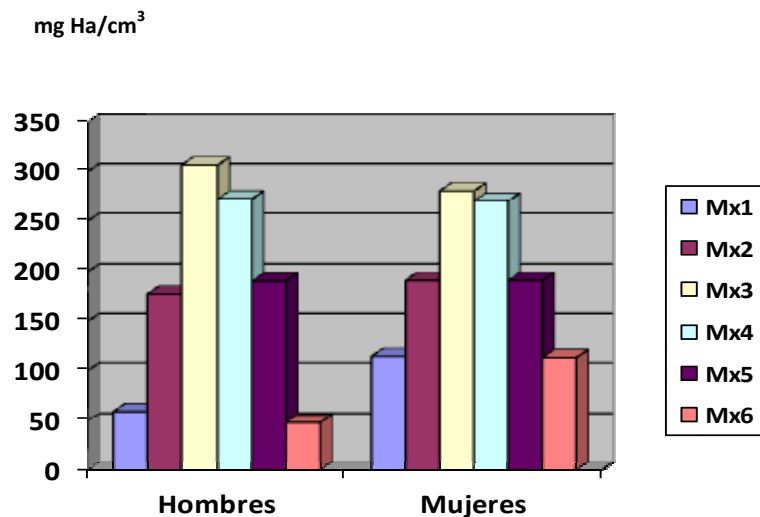


Figura 59: Medias de densidad en maxilar en la década de 20-29 años expresadas en mg Ha/cm³.

MANDÍBULA

A nivel mandibular en áreas centrales (Mb-3 y Mb-4) y posteriores (Mb-1 y Mb-6) las mujeres presentan valores de media superiores a los de los hombres. Respecto a las áreas intermedias, en Mb-2 los valores de las medias son casi iguales en ambos sexos y en Mb-5 los hombres presentan un valor de media superior (Tabla 12 y Figura 60).

LOCALIZACIÓN	DENSIDAD MEDIA HOMBRES	DENSIDAD MEDIA MUJERES
Mb1	130,6530	147,3930
Mb2	179,3380	179,4820
Mb3	236,8990	278,9560
Mb4	237,1870	288,1970
Mb5	214,0550	178,5620
Mb6	150,9240	190,6620

Tabla 12: Medias de densidad en mandíbula en la década de 20-29 años expresadas en mg Ha/cm³.

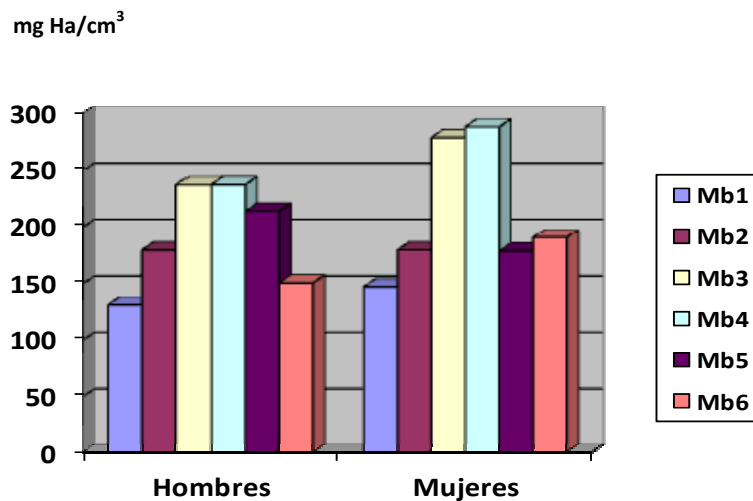


Figura 60: Medias de densidad en mandíbula en la década de 20-29 años expresadas en mg Ha/cm³.

DÉCADA 30-39

MAXILAR

A nivel maxilar observamos que en las áreas centrales los hombres presentan una media con valor superior en Mx-3 y las mujeres en Mx-4. En las áreas intermedias los hombres presentan medias con valores superiores a las mujeres (Mx-2 y Mx-5). En las áreas posteriores (Mx-1 y Mx-6) las mujeres presentan valores de media superiores a los hombres (Tabla 13 y Figura 61).

LOCALIZACIÓN	DENSIDAD MEDIA HOMBRES	DENSIDAD MEDIA MUJERES
Mx1	66,3750	138,8360
Mx2	205,7500	178,8890
Mx3	308,0270	306,5250
Mx4	285,7050	337,8140
Mx5	212,6210	210,3400
Mx6	54,1900	122,3620

Tabla 13: Medias de densidad en maxilar en la década de 30-39 años expresadas en mg Ha/cm³.

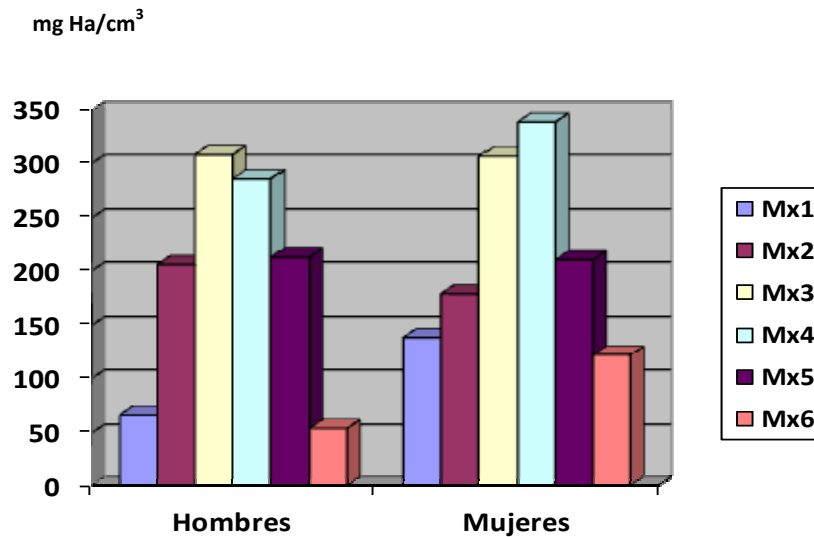


Figura 61: Medias de densidad en maxilar en la década de 30-39 años expresadas en mg Ha/cm³.

MANDÍBULA

A nivel mandibular observamos que las mujeres presentan medias con valores superiores a los hombres en las áreas centrales (Mb-3 y Mb-4). En las áreas intermedias los hombres presentan un valor de media superior en Mb-2 y las mujeres en Mb-5. En áreas posteriores los hombres presentan medias con valores superiores a las mujeres (Mb-1 y Mb-6) (Tabla 14 y Figura 62).

LOCALIZACIÓN	DENSIDAD MEDIA HOMBRES	DENSIDAD MEDIA MUJERES
Mb1	182,9010	175,2270
Mb2	240,0650	226,8130
Mb3	284,3260	295,1040
Mb4	274,7650	279,6250
Mb5	230,5930	242,4270
Mb6	206,5550	194,6490

Tabla 14: Medias de densidad en mandíbula en la década de 30-39 años expresadas en mg Ha/cm³.

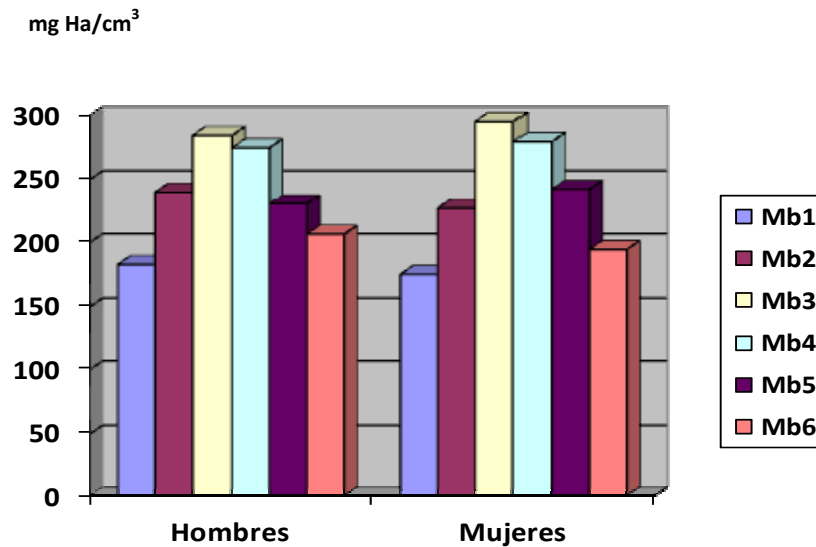


Figura 62: Medias de densidad en mandíbula en la década de 30-39 años expresadas en mg Ha/cm³.

DÉCADA 40-49

MAXILAR

Por lo que respecta a las áreas centrales, los hombres ofrecen una media superior en Mx-3 y las mujeres en Mx-4. En las áreas intermedias los hombres presentan medias con valores superiores a los de las mujeres. En las áreas posteriores los hombres presentan un valor de media superior en Mx-1 y las mujeres en Mx-6 (Tabla 15 y Figura 63).

LOCALIZACIÓN	DENSIDAD MEDIA HOMBRES	DENSIDAD MEDIA MUJERES
Mx1	107,4030	95,4810
Mx2	280,4940	234,0510
Mx3	354,4050	344,2590
Mx4	335,8030	343,3800
Mx5	279,2920	244,9680
Mx6	82,2750	125,5850

Tabla 15: Medias de densidad en maxilar en la década de 40-49 años expresadas en mg Ha/cm³.

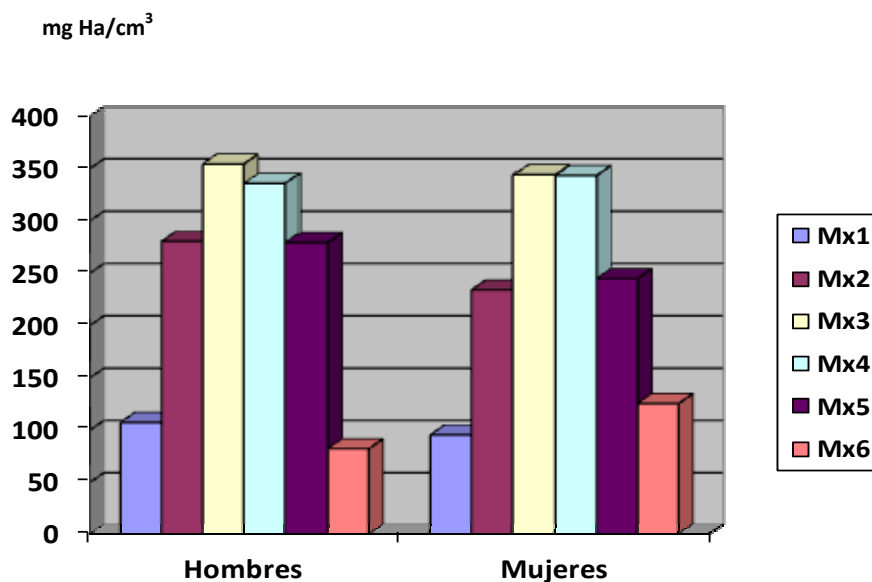


Figura 63: Medias de densidad en maxilar en la década de 40-

49 años expresadas en mg Ha/cm³.

MANDÍBULA

A nivel mandibular observamos que en las áreas centrales (Mb-3 y Mb-4) los varones presentan valores de media superiores. En las áreas intermedias (Mb-2 y Mb-5) son las mujeres quienes ofrecen valores de media superiores. En las áreas posteriores el valor de la media en Mb-1 es superior en varones y en Mb-6 es superior en mujeres (Tabla 16 y Figura 64).

LOCALIZACIÓN	DENSIDAD MEDIA HOMBRES	DENSIDAD MEDIA MUJERES
Mb1	224,0930	215,7360
Mb2	249,8490	290,1220
Mb3	340,1260	332,9610
Mb4	330,3490	317,8470
Mb5	235,5200	264,3450
Mb6	240,5230	252,2100

Tabla 16: Medias de densidad en mandíbula en la década de 40-49 años expresadas en mg Ha/cm^3 .

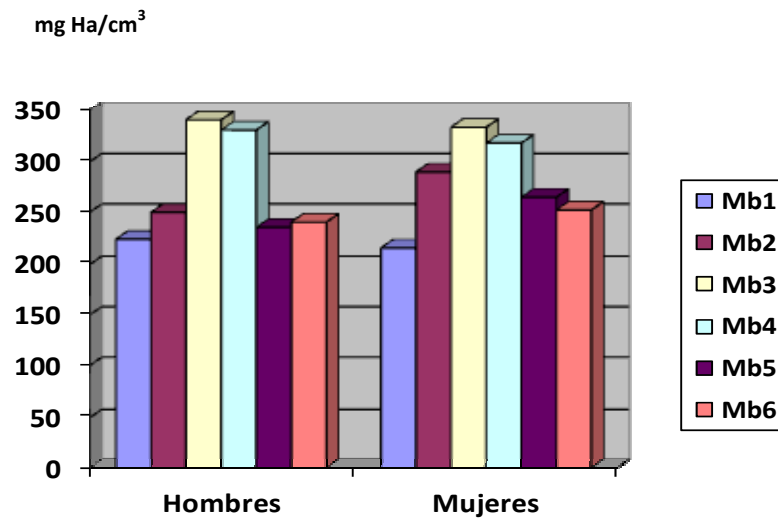


Figura 64: Medias de densidad en mandíbula en la década de 40-49 años expresadas en mg Ha/cm^3 .

DÉCADA 50-59

MAXILAR

A nivel maxilar observamos que, en las áreas centrales, el valor de la media en Mx-3 es superior en los varones y en Mx-4 es superior en las mujeres. En las áreas intermedias (Mx-2 y Mx-5) las mujeres presentan valores de media superiores. En las áreas posteriores (Mx-1 y Mx-6) los valores de media superiores corresponden a los varones (Tabla 17 y Figura 65).

LOCALIZACIÓN	DENSIDAD MEDIA HOMBRES	DENSIDAD MEDIA MUJERES
Mx1	99,3000	92,6700
Mx2	205,7430	235,7210
Mx3	372,1770	331,1290
Mx4	344,2600	352,3150
Mx5	227,9340	264,3240
Mx6	103,8330	81,9400

Tabla 17: Medias de densidad en maxilar en la década de 50-59 años expresadas en mg Ha/cm³.

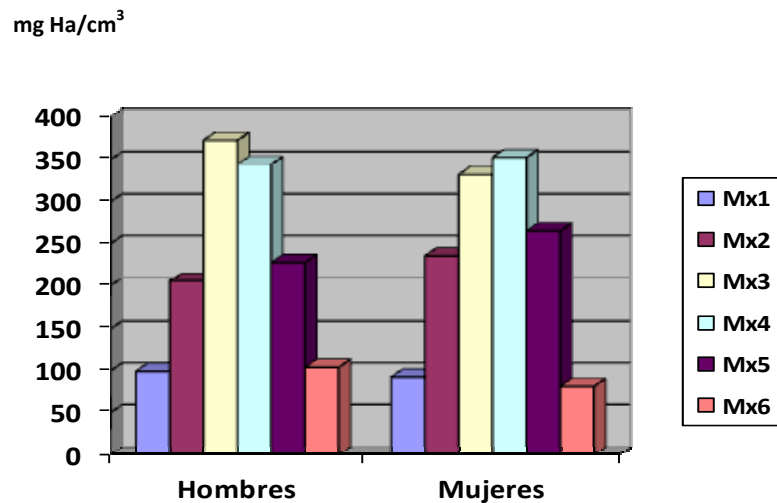


Figura 65: Medias de densidad en maxilar en la década de 50-59 años expresadas en mg Ha/cm³.

MANDÍBULA

Por lo que respecta a las áreas centrales, en Mb-3 las mujeres tienen un valor de media superior y en Mb-4 lo tienen los hombres. Respecto a las áreas intermedias, en Mb-2 las mujeres tienen un valor de media superior y en Mb-5 lo tienen los hombres. En áreas posteriores las mujeres tienen valores de media superiores en ambos lados (Mb-1 y Mb-6) (Tabla 18 y Figura 66).

LOCALIZACIÓN	DENSIDAD MEDIA HOMBRES	DENSIDAD MEDIA MUJERES
Mb1	170,4300	205,9050
Mb2	223,1340	299,9010
Mb3	348,5740	411,6230
Mb4	352,7210	345,1770
Mb5	272,5480	263,8390
Mb6	198,8700	214,3070

Tabla 18: Medias de densidad en mandíbula en la década de 50-59 años expresadas en mg Ha/cm³.

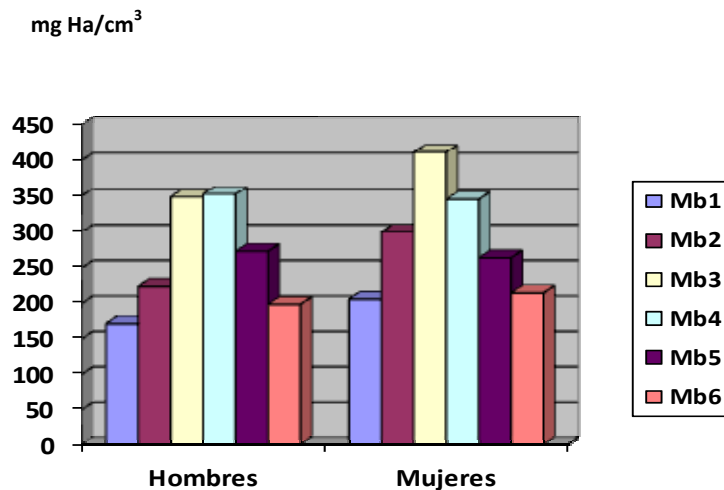


Figura 66: Medias de densidad en mandíbula en la década de 50-59 años expresadas en mg Ha/cm³.

DÉCADA 60-69

MAXILAR

En todas las áreas (centrales, intermedias y posteriores) los valores de las medias de los hombres son claramente superiores a los de las mujeres. Se observa un descenso acusado en todos los valores respecto a décadas anteriores, descenso que se mantendrá posteriormente (Tabla 19 y Figura 67).

LOCALIZACIÓN	DENSIDAD MEDIA HOMBRES	DENSIDAD MEDIA MUJERES
Mx1	61,5370	33,9500
Mx2	328,7390	204,6090
Mx3	381,2010	271,6050
Mx4	335,9890	270,5340
Mx5	258,4460	192,8560
Mx6	88,8200	33,9660

Tabla 19: Medias de densidad en maxilar en la década de 60-69 años expresadas en mg Ha/cm³.

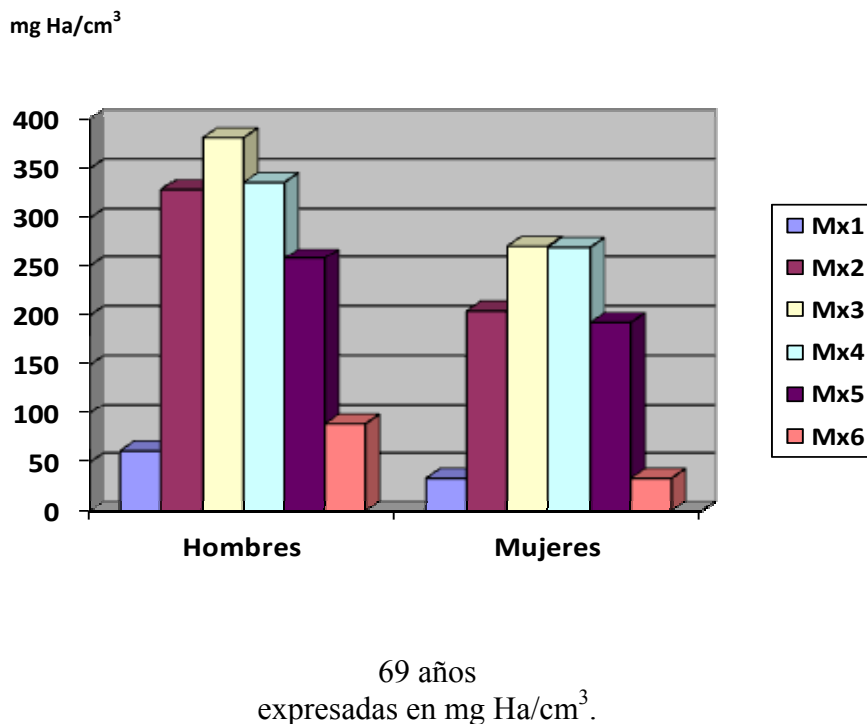


Figura 67: Medias de densidad en maxilar en la década de 60-

MANDÍBULA

Al igual que sucede en el maxilar, en todas las áreas (centrales, intermedias y posteriores) los hombres presentan valores de media claramente superiores a los de las mujeres. Hay un descenso en todos los valores respecto a décadas anteriores; este descenso se mantendrá en los años posteriores (Tabla 20 y Figura 68).

LOCALIZACIÓN	DENSIDAD MEDIA HOMBRES	DENSIDAD MEDIA MUJERES
Mb1	196,4380	137,4460
Mb2	305,4450	181,0260
Mb3	412,6800	318,7950
Mb4	373,8480	304,9370
Mb5	252,7780	209,2400
Mb6	205,2680	125,3240

Tabla 20: Medias de densidad en mandíbula en la década de 60-69 años expresadas en mg Ha/cm³.

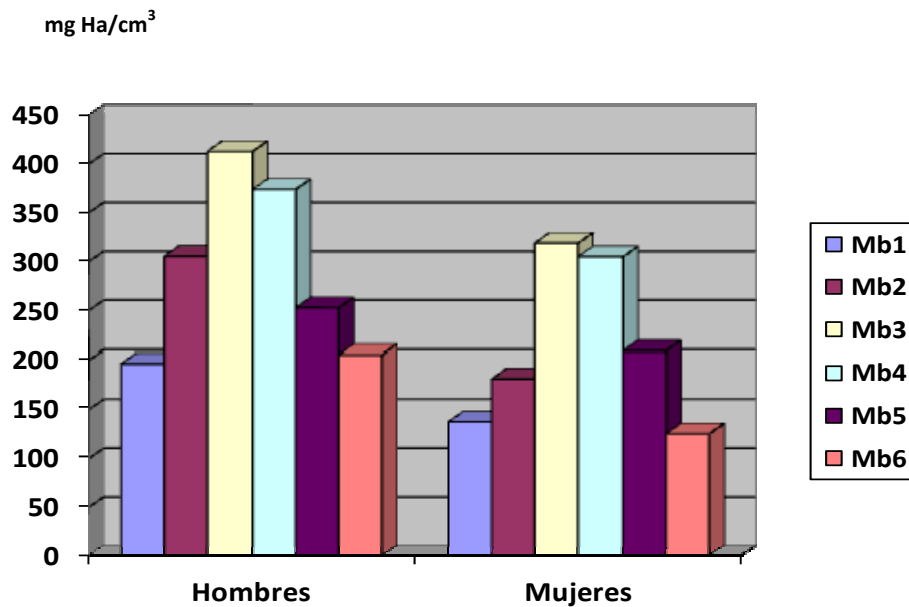


Figura 68: Medias de densidad en mandíbula en la década de 60-69 años expresadas en mg Ha/cm³.

DÉCADA 70-79

MAXILAR

Observamos que, excepto en Mx-2, los hombres presentan valores de medias superiores en el resto de las áreas (Mx-1, Mx-3, Mx-4, Mx-5 y Mx-6) (Tabla 21 y Figura 69).

LOCALIZACIÓN	DENSIDAD MEDIA HOMBRES	DENSIDAD MEDIA MUJERES
Mx1	77,0950	57,3700
Mx2	197,8270	215,0900
Mx3	383,5730	260,8340
Mx4	344,3010	271,2000
Mx5	211,1640	170,5120
Mx6	86,8660	66,2060

Tabla 21: Medias de densidad en maxilar en la década de 70-79 años expresadas en mg Ha/cm³.

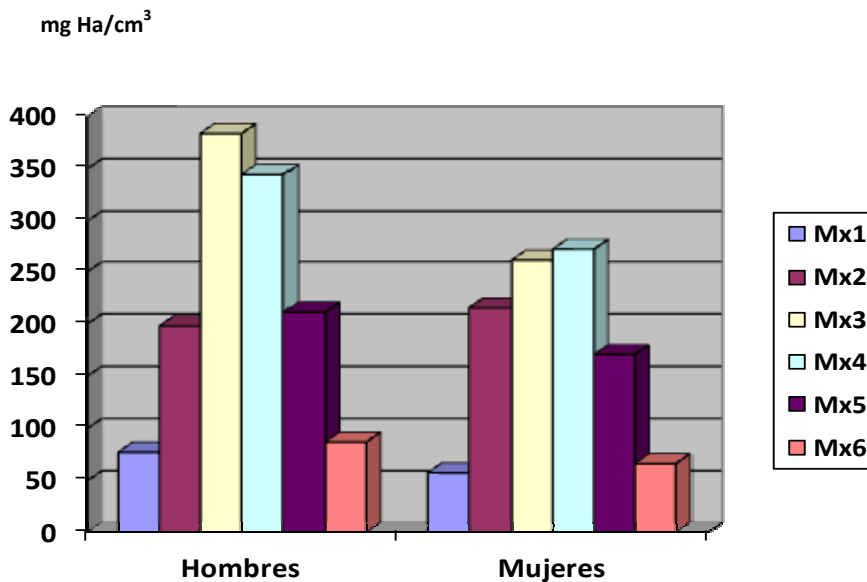


Figura 69: Medias de densidad en maxilar en la década de 70-79 años expresadas en mg Ha/cm³.

MANDÍBULA

En todas las áreas (centrales, intermedias y posteriores) los valores de las medias de los hombres son claramente superiores a los de las mujeres. (Tabla 22 y Figura 70).

LOCALIZACIÓN	DENSIDAD MEDIA HOMBRES	DENSIDAD MEDIA MUJERES
Mb1	165,7660	120,4740
Mb2	217,6850	208,8840
Mb3	441,7860	282,6500
Mb4	414,4810	309,6620
Mb5	217,4400	205,3840
Mb6	168,5230	152,8650

Tabla 22: Medias de densidad en mandíbula en la década de 70-79 años expresadas en mg Ha/cm^3 .

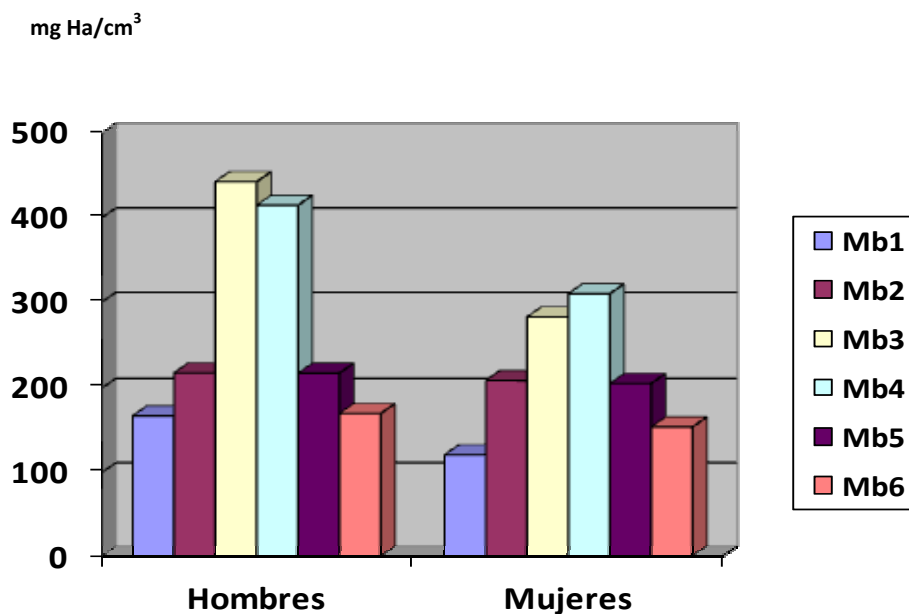


Figura 70: Medias de densidad en mandíbula en la década de 70-79 años expresadas en mg Ha/cm^3 .

V.1.4.1-COMPARATIVA POR DÉCADAS

DÉCADA 20-29

Se observa que de las seis áreas las mujeres tienen una mayor densidad en cuatro de ellas: áreas maxilares premolar y molar (Mx-P y Mx-M) y áreas mandibulares central y molar (Mb-C y Mb-M). Destaca la diferencia a favor de las mujeres en Mx-M y Mb-C (Figuras 71, 72, 73).

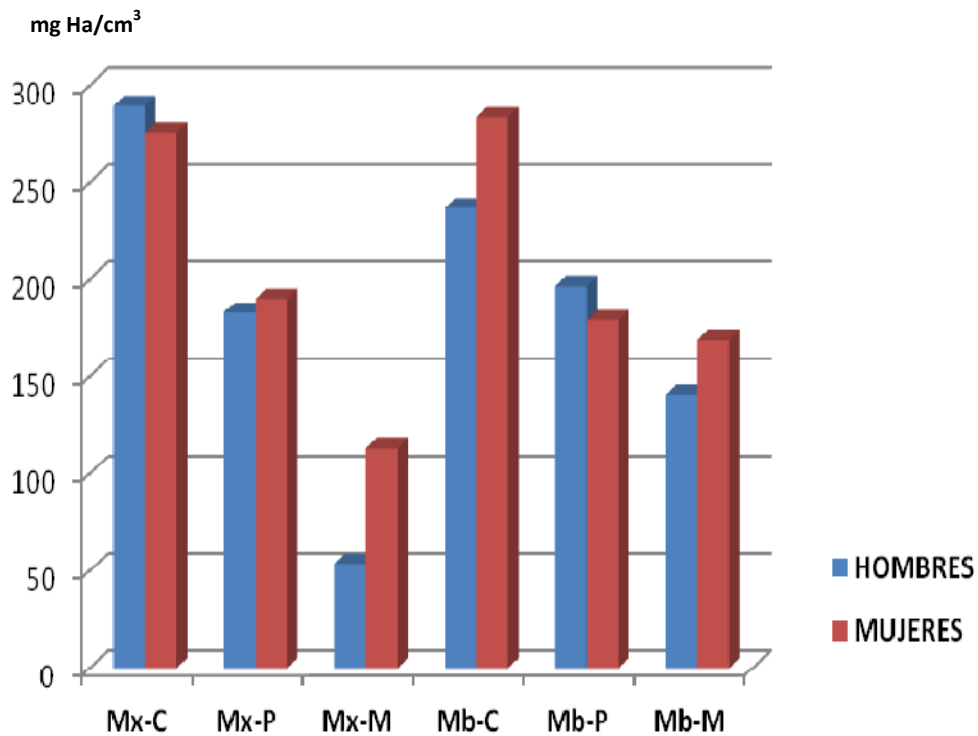


Figura 71: Densidades medias en la década de 20-29 años expresadas en mg Ha/cm³.

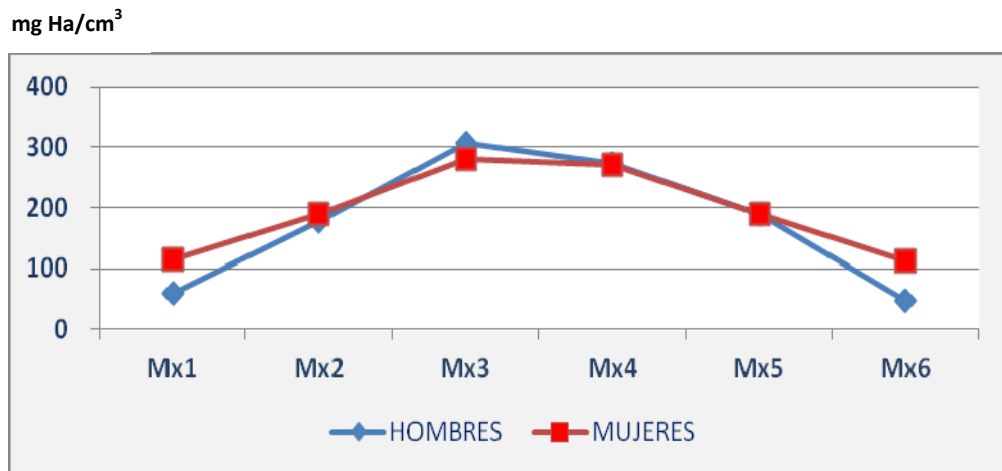


Figura 72: Comparativa de densidades medias en maxilar en la década de 20-29 años expresadas en mg Ha/cm³.

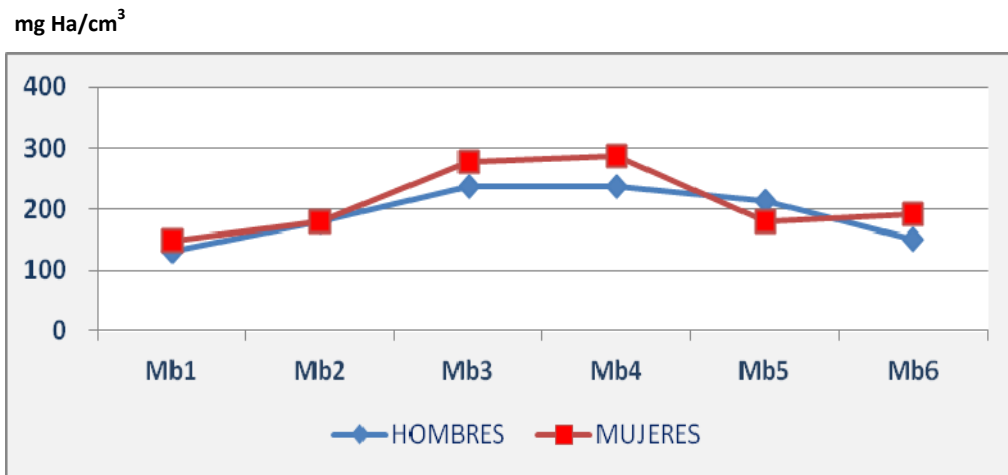


Figura 73: Comparativa de densidades medias en mandíbula en la década de 20-29 años expresadas en mg Ha/cm³.

DÉCADA 30-39

Se observa que las mujeres tienen una mayor densidad en áreas maxilares central y molar (Mx-C y Mx-M) y en área mandibular central (Mb-C). En las áreas mandibulares las cifras están muy igualadas. Destaca la diferencia a favor de las mujeres en Mx-M (Figuras 74,75 y 76).

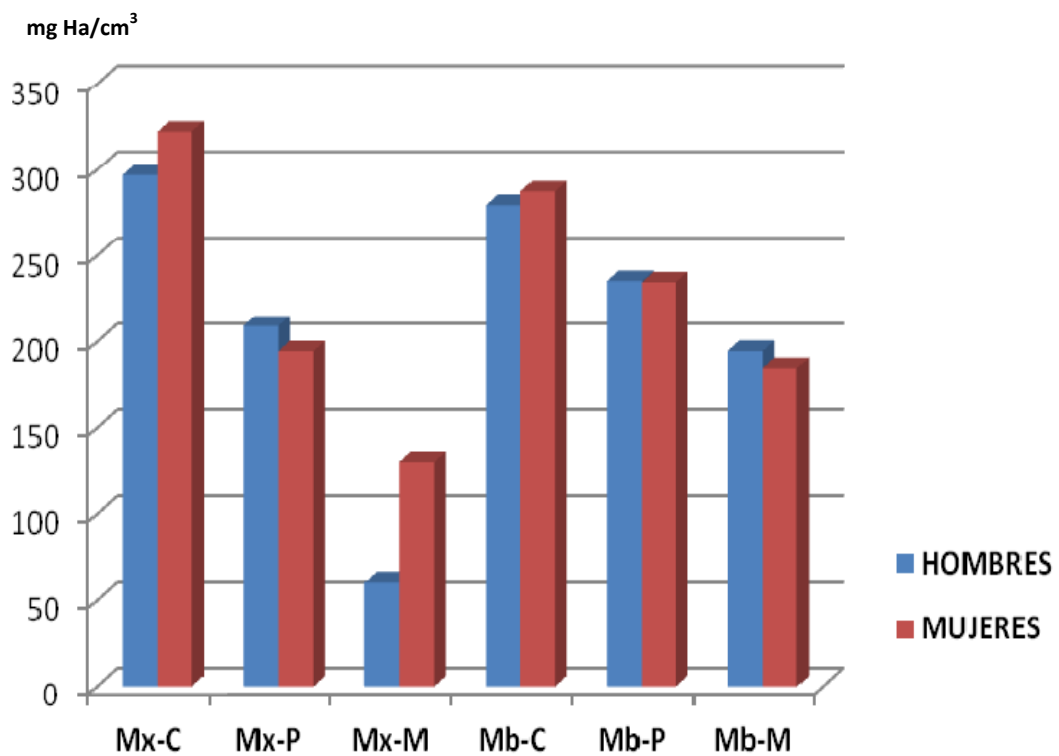


Figura 74: Densidades medias en la década de 30-39 años expresadas en mg Ha/cm³.

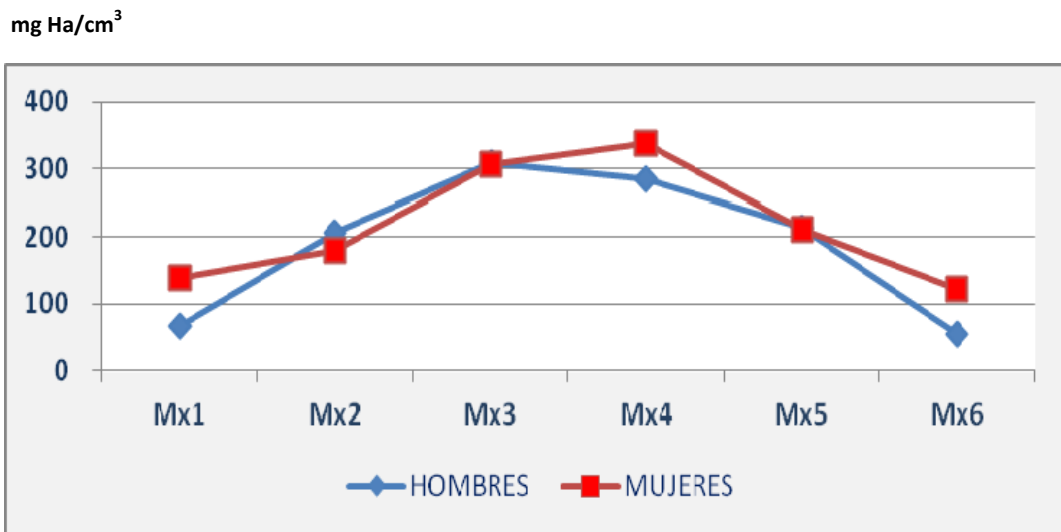


Figura 75: Comparativa de densidades medias en maxilar en la década de 30-39 años expresadas en mg Ha/cm³.

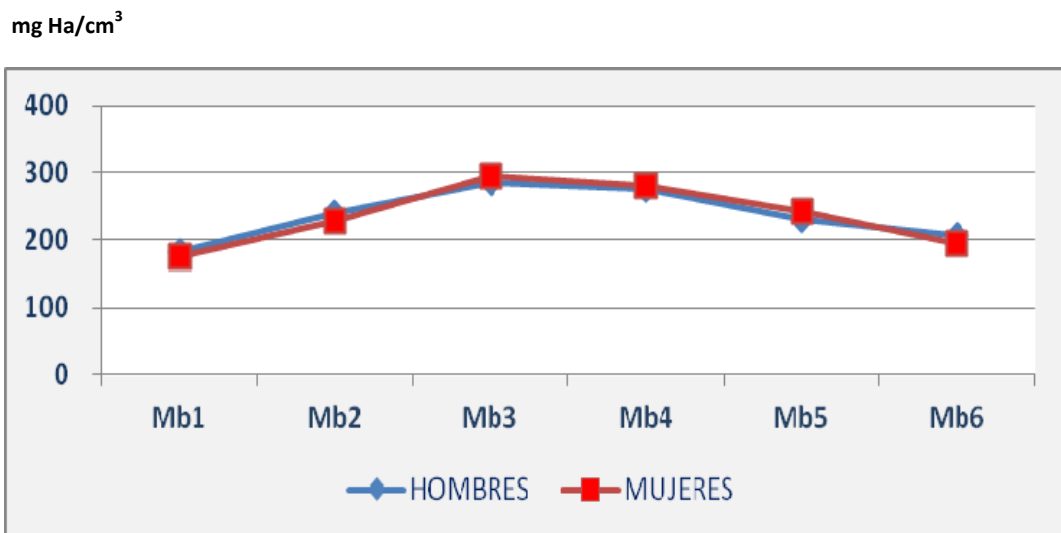


Figura 76: Comparativa de densidades medias en mandíbula en la década de 30-39 expresadas en mg Ha/cm³.

DÉCADA 40-49

Los hombres tienen mayores cifras de densidad en el área maxilar premolar (Mx-P) y las mujeres en áreas maxilar molar (Mx-M) y mandibular premolar (Mb-P). En las demás áreas las cifras están parejas (Figuras 77, 78 y 79).

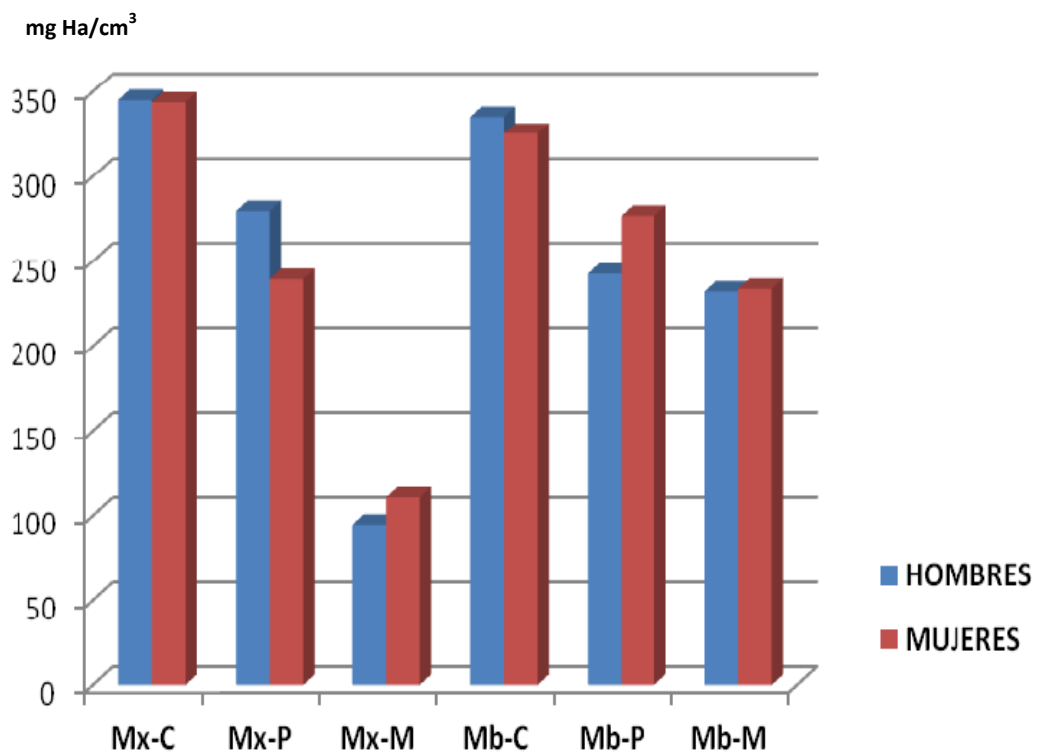


Figura 77: Densidades medias en la década de 40-49 años expresadas en mg Ha/cm³.

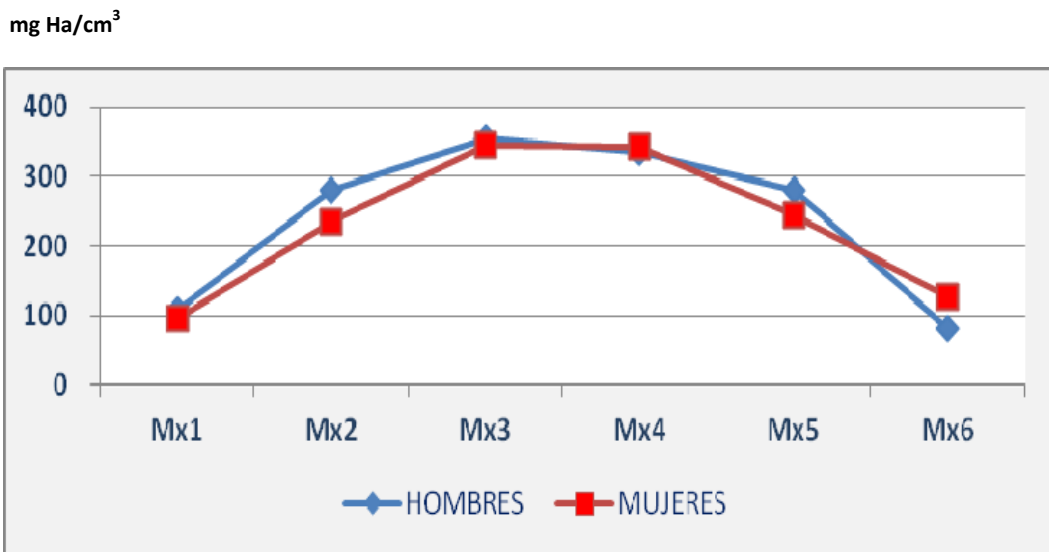


Figura 78: Comparativa de densidades medias en maxilar en la década de 40-49 años expresadas en mg Ha/cm³.

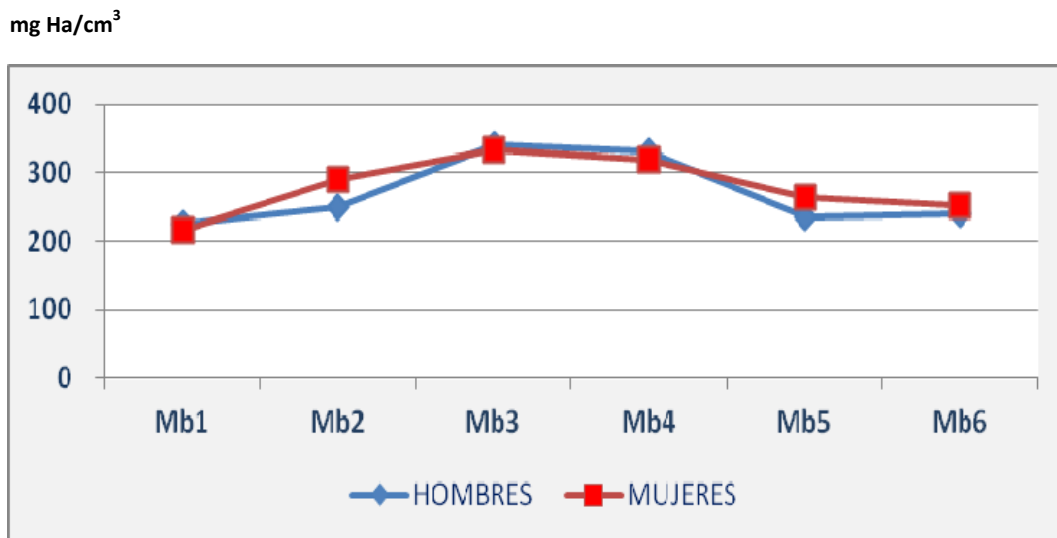


Figura 79: Comparativa de densidades medias en mandíbula en la década de 40-49 años expresadas en mg Ha/cm³.

DÉCADA 50-59

Lo más destacado en esta década es la mayor densidad de las mujeres en todas las áreas mandibulares. También es superior en el área maxilar premolar (Mx-P) (Figuras 80,81 y 82).

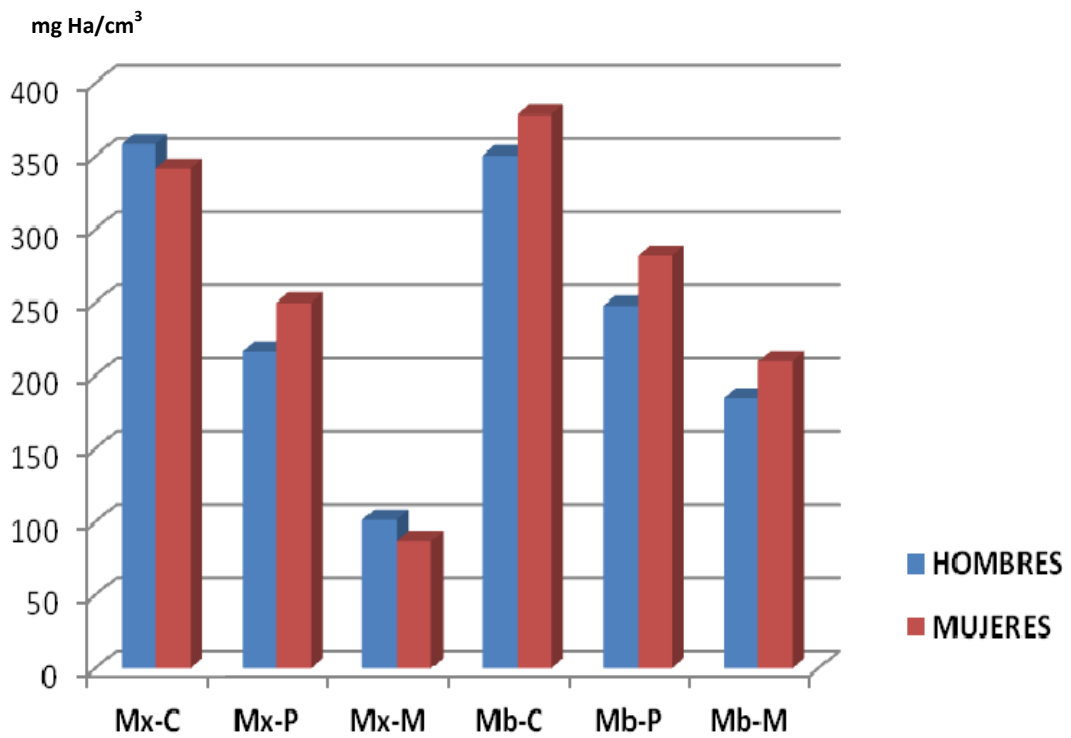


Figura 80: Densidades medias en la década de 50-59 años expresadas en mg Ha/cm³

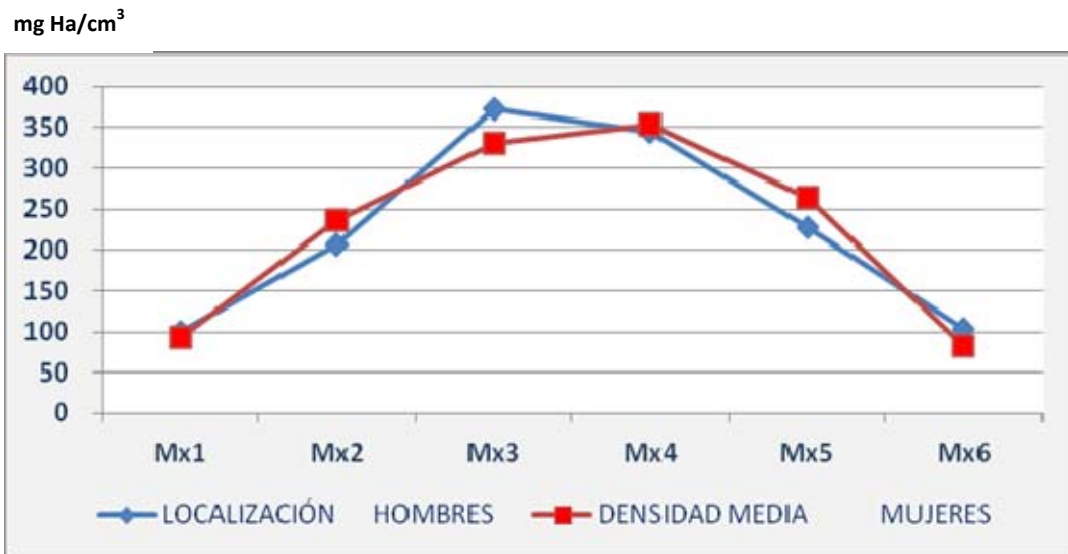


Figura 81: Comparativa de densidades medias en maxilar en la década de 50-59 años expresadas en mg Ha/cm³.

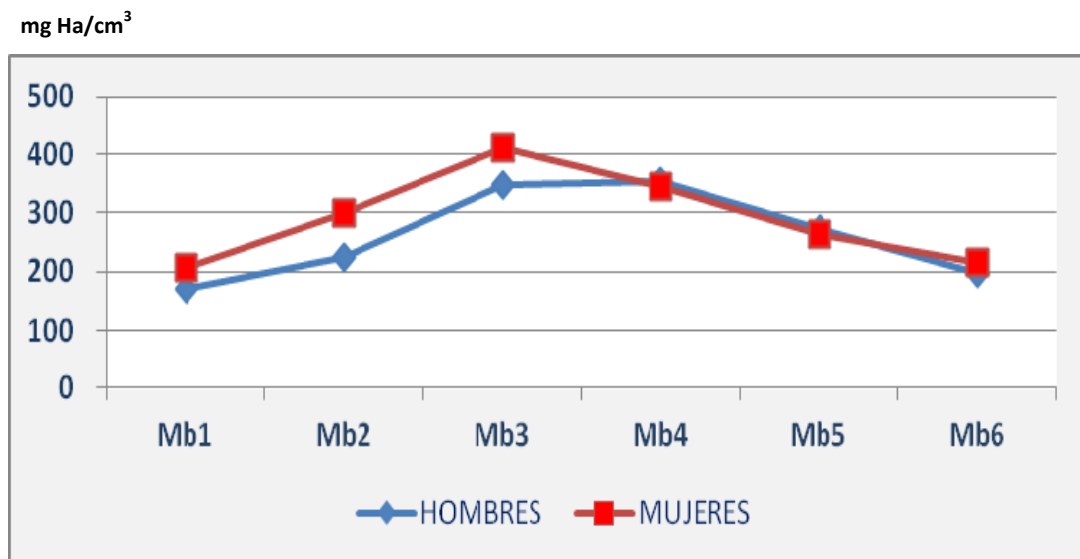


Figura 82: Comparativa de densidades medias en mandíbula en la década de 50-59 años expresadas en mg Ha/cm³.

DÉCADA 60-69

Es de destacar un cambio de tendencia a partir de esta década (que afecta también a la siguiente): todas las cifras densitométricas, en maxilar y mandíbula, son claramente superiores en los hombres. Ello se debe fundamentalmente al descenso de los valores en las mujeres. Las diferencias son claramente apreciables (Figuras 83, 84 y 85).

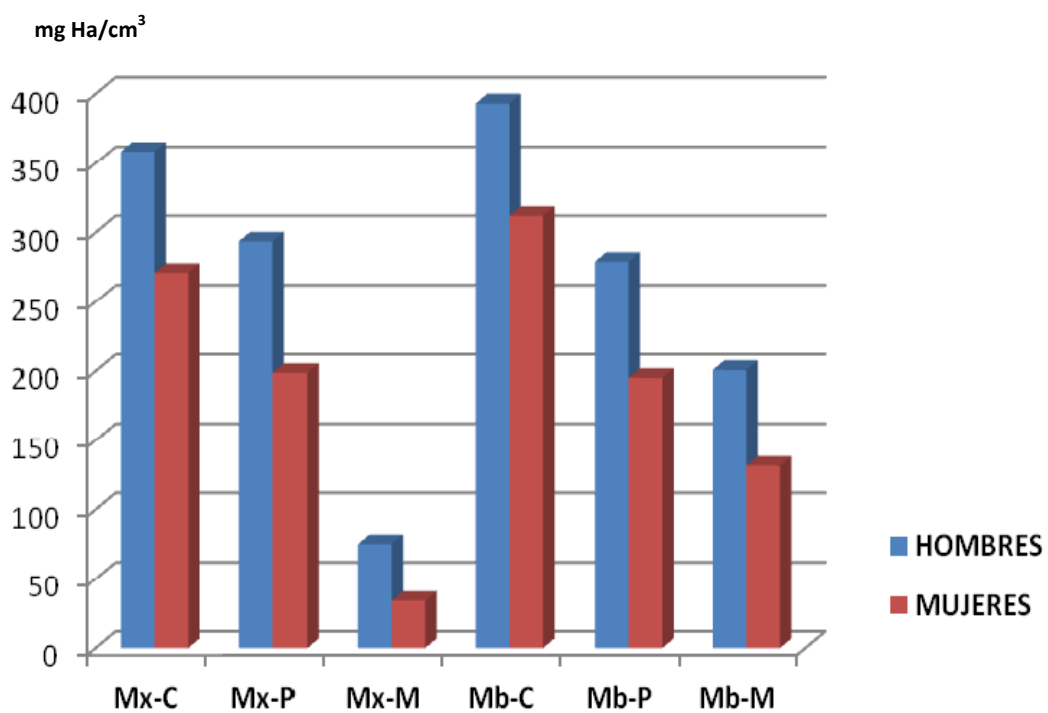


Figura 83: Densidades medias en la década de 60-69 años expresadas en mg Ha/cm³.

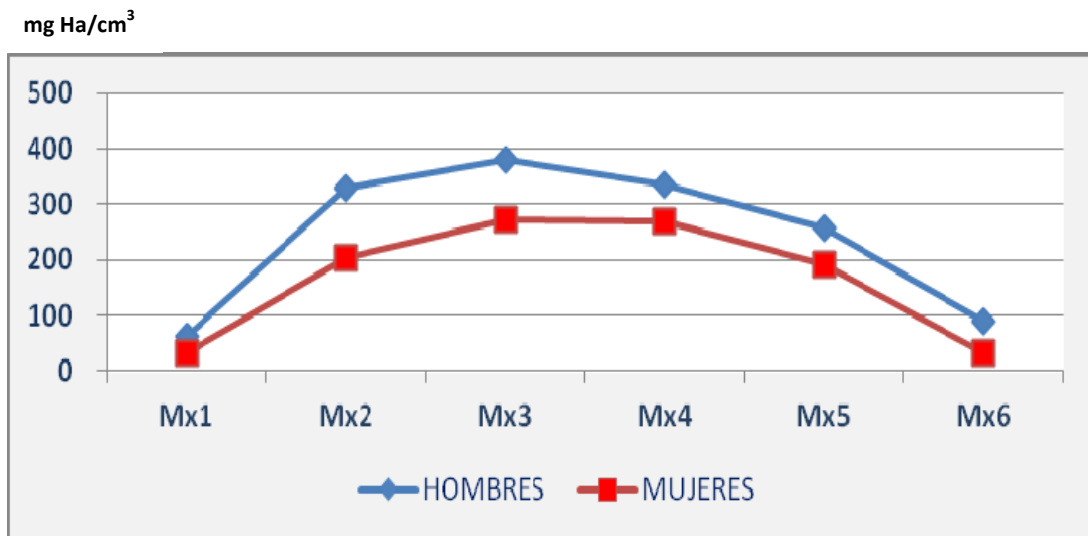


Figura 84: Comparativa de densidades medias en maxilar en la década de 60-69 años expresadas en mg Ha/cm³.

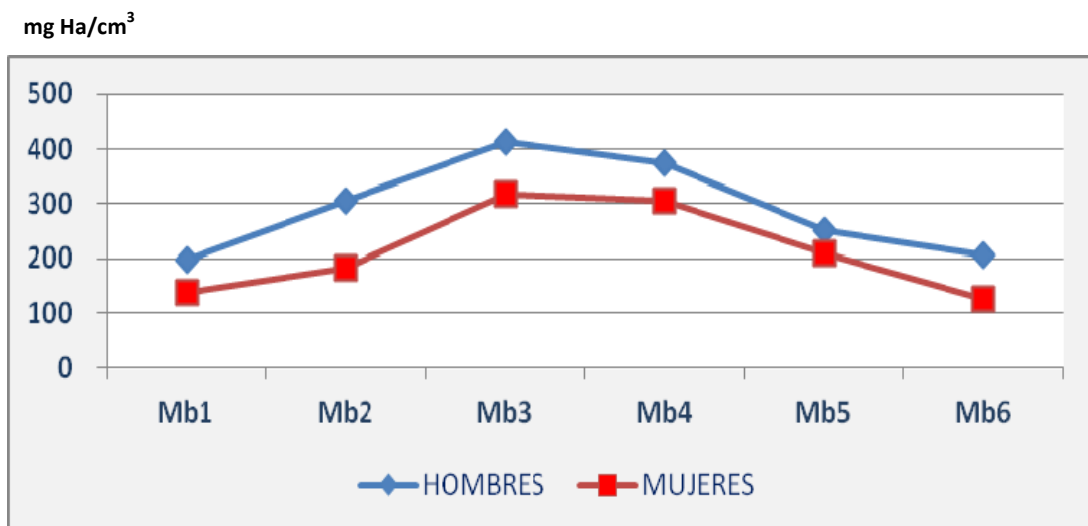


Figura 85: Comparativa de densidades medias en mandíbula en la década de 60-69 años expresadas en mg Ha/cm³.

DÉCADA 70-79

Es de destacar un cambio de tendencia a partir de esta década (que afecta también a la siguiente): todas las cifras densitométricas, en maxilar y mandíbula, son claramente superiores en los hombres. Las diferencias entre sexos son claramente apreciables (Figuras 86, 87 y 88).

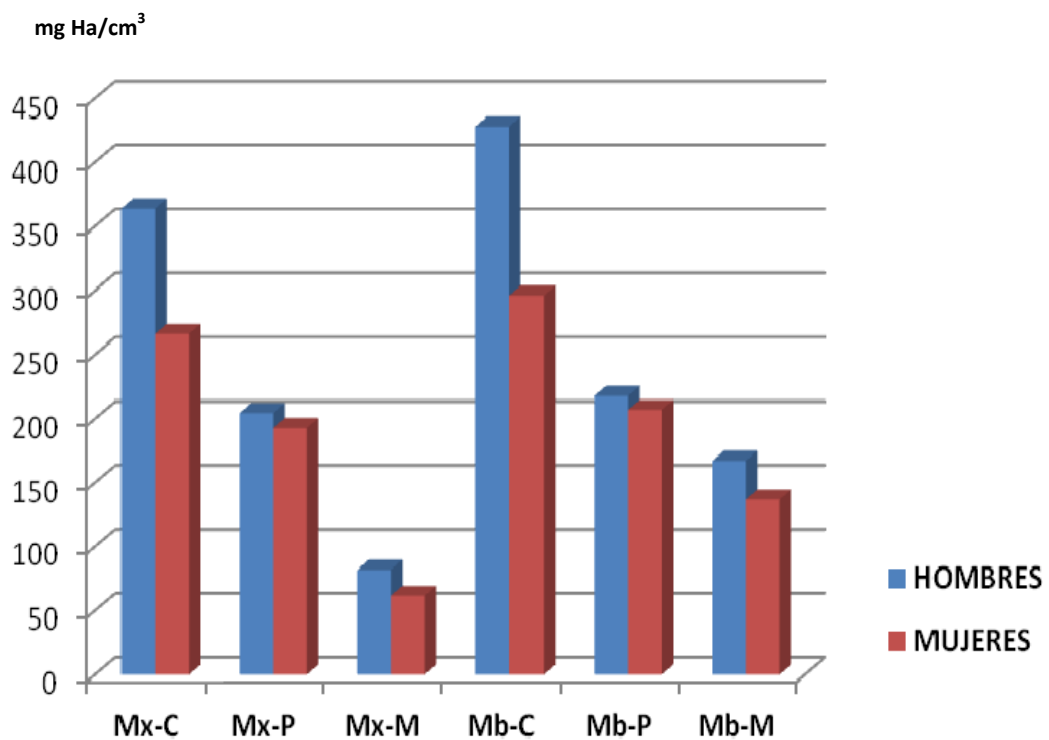


Figura 86: Densidades medias en la década de 70-79 años expresadas en mg Ha/cm³.

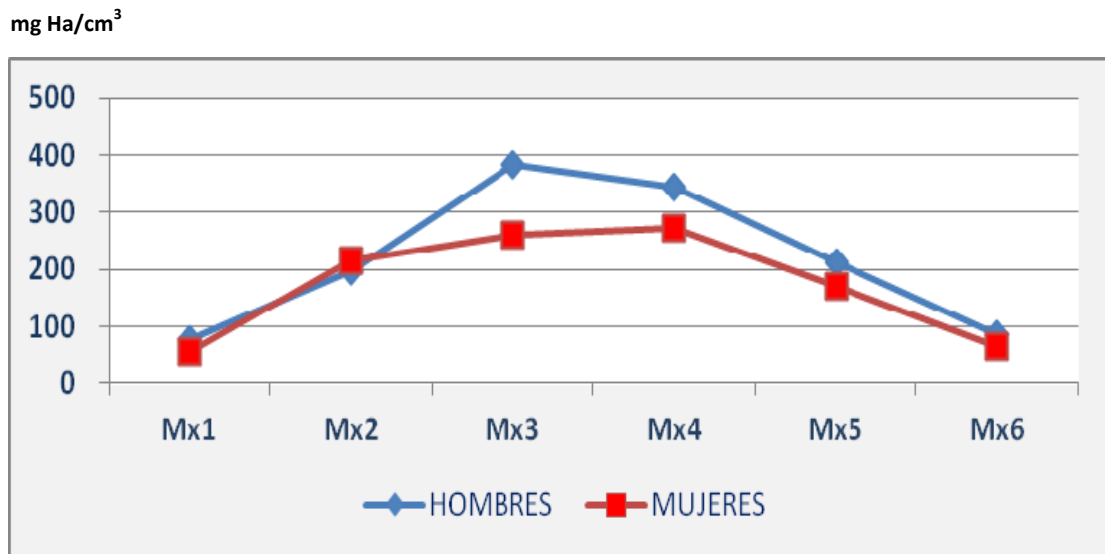


Figura 87: Comparativa de densidades medias en maxilar en la década de 70-79 años expresadas en mg Ha/cm³.

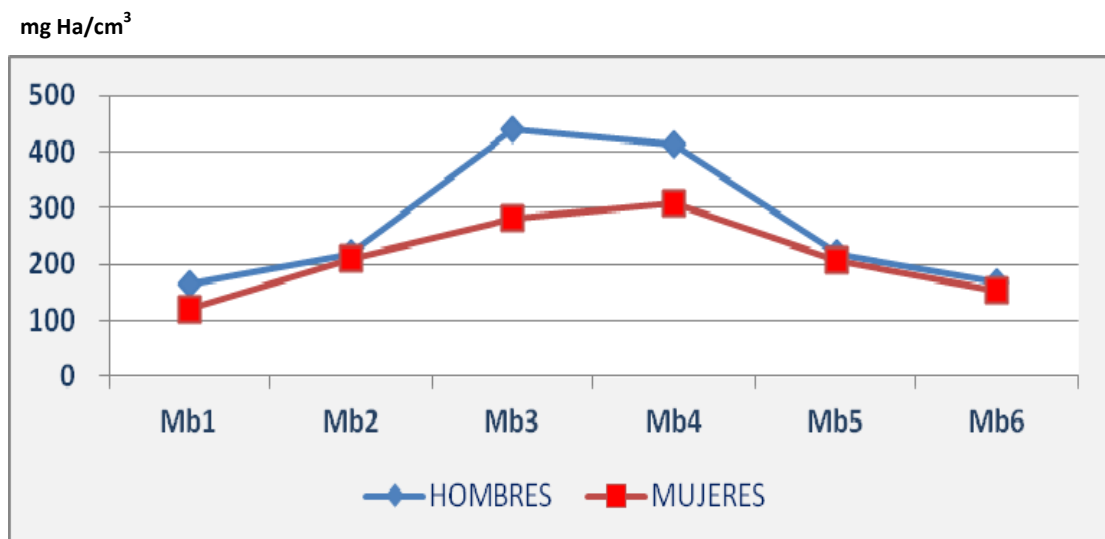


Figura 88: Comparativa de densidades medias en mandíbula en la década de 70-79 años expresadas en mg Ha/cm³.

V.2-ANÁLISIS ESTADÍSTICO INFERENCIAL

Por lo que respecta a la influencia del **sexo y la edad** en la densidad hemos considerado su influencia dentro de cada área o zona.

En la **región maxilar anterior** (Mx-3 y Mx-4), al comparar las medias, se han encontrado diferencias estadísticamente significativas al considerar la edad y el sexo conjuntamente (intersección y sexo * edad), aunque si los consideramos individualmente no las hay.

En las **regiones maxilares premo lares o in termedias** (Mx-2 y Mx-5), al comparar las medias, se han encontrado diferencias estadísticamente significativas al considerar la edad y el sexo conjuntamente (intersección), aunque si los consideramos individualmente no las hay tampoco.

En **regiones maxilares posteriores** (Mx-1 y Mx-6), al comparar las medias se han encontrado diferencias estadísticamente significativas en todas las comparaciones, tanto al considerar edad y sexo individualmente como conjuntamente (intersección y sexo * edad). El nivel de significación fue muy alto (P= 0,000 en todas las comparaciones, excepto P=0,026 para la edad).

En la **región mandibular anterior** (Mb-3 y Mb-4), al comparar las medias, se han encontrado diferencias estadísticamente significativas en todas las comparaciones, tanto al considerar edad y sexo individualmente como conjuntamente (intersección y sexo * edad). El nivel de significación fue muy alto (P= 0,000 en todas las comparaciones, excepto P=0,019 para el sexo y P=0,004 para sexo * edad).

En las **regiones mandibulares premolares o intermedia s** (Mb-2 y Mb-5), al comparar las medias, se han encontrado diferencias estadísticamente significativas solamente al considerar la edad y el sexo conjuntamente (intersección), con un máximo nivel de significación (P= 0,000). Al considerar estas variables individualmente no se hallaron diferencias estadísticamente significativas.

En las **regiones mandibulares posteriores** (Mb-1 y Mb-6), de forma análoga a Mx-P, se han encontrado diferencias estadísticamente significativas solamente al considerar la edad y el sexo conjuntamente (intersección), con un máximo nivel de significación (P= 0,000). Al considerar estas variables individualmente no se hallaron diferencias estadísticamente significativas.

Por lo que respecta al **lado** hemos comparado las seis ROIs de cada hemiarcada con las seis ROIs de su contralateral (Pares Mx1-6, Mx2-5, Mx3-4, Mb1-6, Mb2-5, Mb3-4) mediante el test de la T de Student y no se han encontrado diferencias. Se ha encontrado una alta significación (P= 0,000 en todas las comparaciones) y esto indica la no relación entre densidad y lado.

Respecto a las **regiones anatómicas** se ha observado que presentan un modelo o patrón definido, disminuyendo la densidad al desplazarnos en sentido antero-posterior. Así, las áreas anteriores o centrales (Mx-C y Mb-C) son más densas que las medias o premolares (Mx-P y Mb-P), que a su vez son más densas que las posteriores (Mx-M y Mb-M).

La mayor densidad maxilar se encontró en la zona central o anterior; esta zona presenta cifras muy similares a las del área mandibular anterior.

Hemos observado que el área de menor densidad oral es la zona maxilar posterior o tuberositaria, aunque es de destacar que en esta zona la densidad de las mujeres es superior a la de los hombres.

Por lo que respecta la **localización superior o inferior** observamos que en hombres y en mujeres la mandíbula es más densa que el maxilar.

VI-DISCUSIÓN

VI.1-TIPOS DE DENSIDADES

La densidad ósea se obtiene dividiendo la masa ósea por el volumen óseo, pero en dicha masa puede estar incluido todo el material óseo (matriz inorgánica, matriz orgánica, células y agua), o sólo la matriz inorgánica (cristales de hidroxiapatita). La primera sería **densidad física o total** y la segunda, **densidad mineral** (DMO o BMD).

Para comparar nuestros resultados con los de otros trabajos hay que tener en cuenta que las distintas técnicas proporcionan distintas densidades. Así, la radiología convencional proporciona una **densidad fotográfica**, técnica empírica y muy subjetiva. Con la radiología digital podemos utilizar una **escala de grises**, y así obtener una densitometría más exacta y objetiva. En ambos casos se trata de una **densidad física o total**.

A pesar de las limitaciones de la radiología, utilizando proyecciones periapicales y panorámicas algunos autores han evaluado la densidad del hueso oral valorando su patrón o modelo trabecular, y de esta manera valorar la densidad sistémica (área lumbar y cuello femoral). Así lo hacen *Verheij y cols.*⁸², *Geraets y cols.*^{86,87,88} (para el diagnóstico de osteoporosis en mujeres), *Jonasson y cols.*⁸⁹ (evaluando visualmente dicho patrón o modelo trabecular según la escala de grises) y *Pham y cols.*¹⁶⁰.

A diferencia de las técnicas radiológicas, con la DXA obtenemos una **densidad mineral** (sólo la matriz inorgánica) y **de área o superficie**, expresada en mg Ha/cm³. Con esta técnica se proyectan las tres dimensiones del hueso en modo de dos, con la consiguiente superposición de estructuras; ello impide diferenciar el hueso trabecular y el cortical, con lo que la densitometría sería de hueso total. Por tanto, los estudios con DXA para realizar mapas de densidad oral (*Devlin y cols.*²⁵ en 1998 y *López Quiles y cols.*¹⁰ en 2010), dan valores densitométricos de hueso completo. Asimismo, los estudios en pacientes (*Corten y cols.*¹⁸ *Horner y cols.*¹⁹, *Southard y cols.*²⁰, *Lindhl y cols.*²¹, *Drage y cols.*²², *Devlin y cols.*²³) y en cadáveres humanos (*Choël y cols.*²⁴) también dan valores de densidad de hueso total.

A diferencia de la radiografía y la DXA, la CT proporciona imágenes en 3D, sin superposición de estructuras ⁶. Ello permitiría medir solamente la densidad trabecular, como lo hicieron ya en 1993 *Klemetti y cols.* ³⁹ (en mandíbulas de mujeres edéntulas postmenopáusicas), en 1996 *Lindh y cols.* ³⁰ (en mandíbulas y dando los resultados en mg Ha/cm³) y en 2008 *de Oliveira y cols.* ²⁹ (en maxilares y mandíbulas de 51 pacientes).

No obstante, la mayoría de estudios densitométricos con CT ofrecen valores de hueso total, considerando el hueso cortical y trabecular conjuntamente (*Norton y Gamble* ², *Shahlaie y cols.* ²⁷, *Aranyarachkul y cols.* ²⁸, *Ikumi y Tsutsumi* ³⁶, *Shapurian y cols.* ⁴¹, *Lee y cols.* ⁴², *Gómez de la Mata y cols.* ⁴⁰, *Turkylmaz y cols.* ^{32,44,34}, *Park y cols.* ³³ y *Farré y cols.* ⁴⁵).

Dado el diferente comportamiento que presenta el hueso trabecular y cortical es importante determinar a qué tipo de hueso corresponde la densidad medida¹⁰. Esta diferencia explica, por ejemplo, que *Park y cols.* ³³ encuentren la mayor densidad maxilar en áreas canina y premolar y que la cortical mandibular aumente su densidad al desplazarnos en sentido antero-posterior, a diferencia de nuestros datos: sus mediciones se realizaron en hueso cortical y trabecular y las nuestras exclusivamente en hueso trabecular. Por ello, *Norton y Gamble* ²⁶ aconsejan realizar las mediciones tan sólo en hueso trabecular. Recordemos que este hueso justifica el 80% del metabolismo óseo del organismo y que es 10 veces más activo metabólicamente que el cortical ⁷⁷.

Las Unidades Hounsfield de la CT no representan un valor real de densidad ya que sólo reflejan los grados de atenuación de los R-X al atravesar hueso. Además, según la configuración de los escáneres, estas UH pueden corresponder a densidad física total o mineral (cristales de hidroxapatita). Con la Q-CT podemos traducir las Unidades Hounsfield a mg Ha /cm³ y así obtener una **densidad mineral y volumétrica**, que parece ser la más exacta a día de hoy. Ésta es la densidad que hemos obtenido en nuestro estudio.

Comparando los resultados de los distintos autores observamos una gran heterogeneidad en las cifras densitométricas. Ello se debe a la variedad de técnicas empleadas, a las diferentes áreas medidas, al tipo de hueso explorado (trabecular,

cortical o total) y al material explorado (sólo la matriz inorgánica o todo el material óseo).

Dentro de una misma técnica también puede haber diferencias: los distintos tipos de escáneres (TC, microCT, CBCT, etc.) pueden dar valores diferentes. Además, en un mismo tipo de escáner, las mediciones pueden variar de unos aparatos a otros por diferencias en la calibración, el rango de medición, el voltaje, etc. Incluso puede haber variaciones en el mismo escáner al aplicar diferentes energías. Un cambio de 100-120 kV puede implicar un cambio en la densidad de aproximadamente un 10% y Rayos-X de menor energía originarán mayores valores de HU.

VI.2- LADO

En el test de T de Student hemos comparado las seis ROIs de cada hemiarcada con las seis ROIs de su contralateral y no se han encontrado diferencias. La alta significación ($P= 0,000$ en todas las comparaciones) indica la no relación entre densidad y lado. Esta afirmación concuerda con las conclusiones de los estudios de *Shapurian y cols.*⁴¹, *Devlin y cols.*²⁵ y *López Quiles y cols.*¹⁰, quienes tampoco hallan diferencias significativas entre ambos lados.

Esta simetría densitométrica no excluye el hecho de que algunos pacientes presentan diferencias densitométricas importantes entre sus hemimandíbulas y/o hemimaxilas. Esta posible asimetría densitométrica de algunos pacientes, con variabilidad densitométrica en todo el hueso maxilar y mandibular, concuerda con lo afirmado por *Truhlar y cols.*⁷⁶ y *Cavallaro y cols.*⁶², que afirman que es posible hallar cualquier valor de densidad en todas las áreas de hueso oral.

VI.3-EDAD Y SEXO

Respecto a la variable **sexo** el comportamiento es desigual según las distintas áreas. En Mx-C, Mx-P y Mb-P, Mb-M no se han encontrado diferencias significativas entre las medias de densidad de hombres y mujeres, pero se han encontrado diferencias significativas en Mx-M (P= 0,000) y Mb-C (P= 0,019).

La influencia de la **edad** en la densidad también sigue un comportamiento desigual según las distintas áreas (de forma análoga al sexo), observándose diferencias significativas en las mismas áreas. Por tanto, no se han encontrado diferencias significativas entre las medias de densidad de hombres y mujeres en Mx-C, Mx-P y Mb-P, Mb-M, pero se han encontrado diferencias significativas en Mx-M (P= 0,000) y Mb-C (P= 0,019).

El comportamiento del sexo y la edad sobre la densidad cambia radicalmente cuando se estudian relacionados. Así, al considerar el sexo y la edad conjuntamente se hallan diferencias significativas en todas las áreas bucales de maxilar y mandíbula ($P \leq 0$ en intersección sexo-edad de todas las áreas). El nivel de significación es máximo en Mx-M (P= 0,00 en casi todas las comparaciones) y muy elevado en Mb-C (P= 0,000 en la mitad de las comparaciones).

Las medias de densidad son superiores en los hombres, excepto en Mx-M, área en la que, paradójicamente, las mujeres ofrecen una media mayor. Estos mayores valores se obtienen, sobre todo, en las décadas 20-29, 30-39 y 40-49.

Estos datos indican una relación de la edad y el sexo con la densidad ósea oral, aunque con matices y diferencias según las áreas. La relación es fuerte en unas áreas Mx-M y Mb-C), moderada en Mx-C y menor en otras (Mx-P, Mb-P, Mb-M).

Estos resultados concuerdan con los obtenidos por *von Wowern*⁹⁴ y *Chöel y cols.*²⁴, que hallaron una relación significativa de la densidad mandibular con la edad y el sexo; también concuerdan con los obtenidos por *Southard y cols.*²⁰, que la hallaron entre DMO del proceso alveolar maxilar y edad; y con los obtenidos por *Devlin y Horner*²³ que la encontraron entre DMO mandibular y edad.

*Turkyilmaz y cols.*⁴⁴ hallan diferencias significativas en el torque de inserción según el sexo y la edad, siendo mayor en varones y en pacientes de más edad⁴⁴.

En cambio estos datos serían discordantes con los obtenidos por autores que defienden la no relación de la edad y el sexo con la densidad oral. Así, *Kribbs y cols.*⁸³ no encontraron relación significativa entre edad y densidad mandibular. *Drage y cols.*²² tampoco la hallaron entre edad y densidad oral. *Celenk y Celenk*⁸⁴ observaron la no relación entre edad y densidad mandibular. *López Quiles y cols.*¹⁰ encontraron una falta de correlación entre densidad oral y sexo y una escasa relación (no significativa) entre densidad oral y edad. *Klein y cols.*⁸⁵ no hallaron relación entre la densidad mandibular y la edad o el sexo.

Estos resultados concuerdan con los obtenidos por *Díaz Curiel y cols.*⁷⁸, *Bras y cols.*⁷⁹ *Yang*⁸⁰, *Benson y cols.*⁸¹ y *Verheij y cols.*⁸², que demuestran la influencia de la edad y el sexo en la densidad ósea esquelética.

También se aprecia que en las mujeres hay un pico de densidad en la década de los 50, tanto en maxilar como en mandíbula, con un descenso de la misma en las décadas posteriores. Esta curva de descenso densitométrico en las mujeres podría sugerir causas sistémicas u hormonales (descenso estrogénico tras la menopausia). Esta curva no se aprecia en hombres, que siguen un patrón más “lineal” (Figuras 49, 50, 51 y 52).

En estos datos coincidimos con *Bras y cols.*⁷⁹, *Yang*⁸⁰, *Benson y cols.*⁸¹ y *Verheij y cols.*⁸², que demostraron que la masa ósea sistémica disminuye de manera significativa a partir de la década de los cincuenta, en mayor cuantía y rapidez en mujeres, sobre todo después de la menopausia.

Por tanto, nuestros resultados podrían estar en concordancia con aquellos autores que defienden una relación entre densidad ósea oral y sistémica, como *Verheij y cols.*⁸², *Geraets y cols.*^{86,87,88}, *Jonasson y cols.*⁸⁹, *Southard y cols.*²⁰, *Kribbs y cols.*^{83,90}, *Chesnut y cols.*⁶³, *Lindhl y cols.*²¹, *Klemetti y cols.*⁹¹, *Mesa Aguado y cols.*⁷, *Horner y cols.*¹⁹, *Kribbs y cols.*^{83,92,93}, *Von Wowern y cols.*^{94,95}, *Jacobs y cols.*⁹⁶ y *Celenk y Celenk*^{84,97}.

Estos resultados podrían estar en discordancia con los de otros autores que no han encontrado relación entre densidad oral y sistémica, como *López Quiles y cols.*¹⁰, *Drage y cols.*²² y *Devlin y Horner*²³.

VI.4-REGIÓN ANATÓMICA

Hemos observado que las distintas regiones anatómicas presentan un modelo o patrón definido, disminuyendo la densidad al desplazarnos en sentido antero-posterior. Así, las áreas anteriores (Mx-C y Mb-C) son más densas que las medias (Mx-P y Mb-P), que a su vez son más densas que las posteriores (Mx-M y Mb-M).

Esta mayor densidad de áreas anteriores sobre las posteriores concuerda con los datos de la mayoría de los autores, como *Lindh y cols.*³⁰, *Devlin y cols.*²⁵ y *Shapurian y cols.*⁴¹. *Norton y Gamble*²⁶, *López Quiles y cols.*¹⁰ y *Farré y cols.*⁴⁵ han constatado una clara correlación entre densidad ósea y región anatómica bucal. *Chöel y cols.*²⁴ hallaron diferencias significativas entre las medias densitométricas de áreas incisales, premolares y molares.

Esta mayor densidad en área maxilar anterior discrepa con los datos de *Park y cols.*³³, según los cuales la mayor densidad maxilar se encontró en área canina y premolar, pero hay que tener en cuenta que sus mediciones se efectuaron en áreas cortical y trabecular de hueso alveolar y basal.

La mayor densidad maxilar se encontró en la zona anterior, con cifras muy similares a las del área mandibular anterior. Esta similitud de densidades concuerda con los estudios de *Shapurian y cols.*⁴¹ y difiere de otros (*Devlin y cols.*²⁵, *Norton y Gamble*²⁶, *Turkylmaz y cols.*^{32, 34, 44}, *Farré y cols.*⁴⁵ y *López Quiles y cols.*¹⁰), en los que el área mandibular anterior es claramente más densa que la maxilar anterior.

Esta elevada densidad maxilar anterior quizás se deba a la elección de la ROI, cercana a la cortical del conducto palatino anterior, los ápices de los incisivos centrales, el hueso palatino y la espina nasal anterior, lo que origina un hueso con

poco trabecular disponible y muy corticalizado. Por ello, en algunas ocasiones hemos debido desplazar la ROI hasta hallar solamente hueso trabecular.

Hemos observado que el área de menor densidad oral es la zona maxilar posterior, dato en el que está de acuerdo la mayoría de los autores^{10, 25, 26,30, 32, 33, 34, 44,45}, habiendo casos con cifras bajísimas (como el paciente 118 con una cifra de 0,62). En este sentido, *Norton y Gamble*²⁶ indican que algunas tuberosidades presentan valores negativos (<0 HU) debido a su alto contenido de grasa en médula.

Un dato a destacar es que en el área maxilar posterior (Mx-M) la densidad es superior en las mujeres. Una posible explicación sería una mayor sensibilidad femenina a las influencias hormonales. *Choël*²⁴ afirma que el hueso cortical y trabecular de las mujeres es más sensible a las influencias sistémicas, mientras que el del hombre es más sensible a las influencias locales.

Otra posible explicación de esta mayor densidad maxilar posterior en mujeres sería el azar, con la presencia de más cordales (incluidos o erupcionados) o más tuberosidades atróficas, con menos trabecular y más corticalizadas.

Por tanto, las mediciones en tuberosidad están influenciadas por la presencia de cordales superiores (sobre todo incluidos), que podrían disminuir el espacio disponible para el hueso trabecular, con lo que éste disminuiría, se “corticalizaría” o incluso desaparecería (habría sólo cortical). Por el contrario, la ausencia de cordales dejaría más volumen para hueso trabecular con lo que éste sería más abundante. En este caso las cifras densitométricas serían inferiores.

Otra posible causa de alta densidad en la tuberosidad es la atrofia ósea, lo cual origina una cortical fina con apenas hueso trabecular (como el paciente 32 con una cifra de 422,28 mg Ha/cm³).

VI.5-LOCALIZACIÓN SUPERIOR O INFERIOR

Es un dato frecuentemente citado en la literatura la mayor densidad de la mandíbula, lo cual coincide con los datos de nuestro estudio. Observamos que en hombres y en mujeres la mandíbula (253,53 y 240,58 mg/cm³ respectivamente) es más densa que el maxilar (214,83 y 201,33 mg/cm³). En este dato coincidimos con *Devlin y cols.*²⁵, *Norton y Gamble*²⁶, *Turkyilmaz y cols.*^{44,34} y *Farré y cols.*⁴⁵. De hecho, *López Quiles y cols.*¹⁰ y *Turkyilmaz y cols.*³² hallan diferencias significativas entre ambas arcadas.

También coincidimos con aquellos autores que en sus estudios hallan un torque de inserción superior en mandíbula que en maxilar (*Friberg y cols.*²⁰¹, *Boronat y cols.*²⁰⁰ y *Turkyilmaz y cols.*^{203, 204, 205}).

En cambio *Shapurian y cols.*⁴¹ afirman que no hay correlación entre densidad y arcada. *Southard y cols.*²⁰ afirman que hay relación significativa entre las densidades de los procesos alveolares maxilar y mandibular.

Aunque lo habitual es que el maxilar tenga menor densidad que la mandíbula puede haber casos en que suceda lo contrario, como el paciente 45, que presenta 318,13 mg Ha/cm³ de media maxilar y 293,16 mg Ha/cm³ de media mandibular.

VI.6-MODELO O PATRÓN DENSITOMÉTRICO

Los resultados encontrados nos llevan a un patrón general de mayor DMO trabecular en mandíbula que en maxilar y en áreas anteriores que en posteriores.

A pesar de este modelo general se debe reseñar que se han encontrado todos los valores en todas las regiones. En esto coincidimos con *de Oliveira y cols.*²⁹, *Truhlar y cols.*⁷⁶ y *Cavallaro y cols.*⁶² al afirmar que es posible hallar cualquier valor de densidad en todas las áreas de hueso oral. La implicación práctica sería que se debe comprobar la valoración preimplantológica durante el fresado del lecho quirúrgico⁶²

También se ha observado que puede haber grandes diferencias o saltos de densidad en un espacio muy reducido (de pocos milímetros) y que puedan existir áreas más mineralizadas al lado de otras menos densas, sin solución de continuidad entre ellas, tanto en hueso maxilar como mandibular. En esta apreciación coincidimos con *Lindh y cols.*³⁰, que ya en 1996 observaron que podía haber diferencias de densidad en un mismo corte de Q-CT.

VII-CONCLUSIONES

A la vista de los resultados obtenidos y respondiendo a los objetivos planteados hemos obtenido las siguientes conclusiones:

1-El programa informático o software QCT-PRO 3D SPINE[®] es aplicable a los escáneres de maxilar y/o mandíbula con fines densitométricos en implantología.

2- El programa informático o software QCT-PRO 3D SPINE[®] puede obtener valores de DMO en los volúmenes pequeños de maxilar y/o mandíbula.

3- Se configura un modelo o patrón densitométrico en relación con los valores de DMO trabecular de las distintas regiones anatómicas de maxilar y/o mandíbula que puede servir de referencia inicial para objetivar la normalidad o no de los valores obtenidos en la clínica diaria. Se considera muy importante hacer una actualización continuada del modelo o patrón densitométrico a medida que se incorporen nuevos datos procedentes de nuevos estudios.

4- Hay una relación del sexo con la DMO trabecular oral, aunque con matices y diferencias según las áreas

5- Hay una relación de la edad con la DMO trabecular oral, aunque con matices y diferencias según las áreas

6- Hay una relación de la localización superior o inferior con la DMO trabecular oral, siendo la mandíbula más densa que el maxilar en hombres y en mujeres.

7- Hay una relación de la región anatómica con la DMO trabecular oral.

VIII- BIBLIOGRAFÍA

- 1- Jaffin A. R., L Berman C. The excessive loss of Branemark fixtures in type IV bone: a 5-year analysis. *J Periodontol* 1991; 1: 2-4.
- 2- Engquist B, Bergendal T, Kallus T, Linden U. A retrospective multicenter evaluation of osseointegrated implants supporting overdentures. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1988; 3(2):129-34.
- 3- Triplett RG, Mason ME, Alfonso WF, McAnear JT. Endosseous cylinder implants in severely atrophic mandibles. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1991; 6(3):264-9.
- 4- Jemt T, Lekholm U. Implant treatment in edentulous maxillae: a 5-year follow-up report on patients with different degrees of jaw resorption. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1995; 10(3):303-11.
- 5- Pons F, Guañabens N. *Masson Newsletter de Densitometría Ósea.* Ed Garsi. 2000; 1-13.
- 6- Lenguas Silva AL, Ortega Aranegui R, Samara Shukeir G, López Bermejo MA. Tomografía computerizada de haz cónico. Aplicaciones clínicas en odontología; comparación con otras técnicas. *Cient Dent* 2010; 7 (2):147-159.
- 7- Mesa Aguado F, Muñoz Martínez R, Noguerol Rodríguez B, García Martínez O, Souki N, García Martínez M. Valoración mediante análisis digital de imagen de la masa y densidad ósea en ortopantomografías de pacientes periodontales. *Periodoncia y Osteointegración* 2006; 16 (2):75-82.
- 8- Ruttiman UE, Webber RL, Schmidt E. A Robust Digital Method for Film Contrast Correction in Subtraction Radiography. *J Period Res.* 1986; 21:486-95.
- 9- Reddy MS, Jeffcoat MK, Richardson RC. Assessment of adjunctive flurbiprofen therapy in root-form implant healing with digital subtraction radiography. *J Oral Implantol.* 1990; 16(4):272-6.
- 10- López Quiles J., Ortega R., Madrigal C., Meniz C. Valoración densitométrica de los maxilares en pacientes desdentados mediante Absorciometría dual de doble energía de rayos X (DEXA). *Cient Dent* 2010; 7; 1:53-60.

- 11- López Quiles J, Arena S, Ortega S, Santos J, Martínez Gonzalez JM. Densidad mineral ósea de los maxilares. Valoración con tomografía computarizada cuantitativa. *J Am Dent Assoc.* 2010; 5 (2):86-90.
- 12- Mosheiff R, Klein BY, Leichter I, Chaimsky G, Nyska A, Peyser A, Segal D. Use of dual-energy X-ray absorptiometry (DEXA) to follow mineral content changes in small ceramic implants in rats. *Biomaterials* 1992; 13(7):462-6.
- 13- Denissen H, De Blicck J, Verhey H, Klein C, Van Lingen A. Dual-energy X-ray absorptiometry for histologic bone sections. *J Bone Miner Res* 1996; 11:638-44.
- 14- Denissen H, Verhey H, de Blicck J, Corten F, Klein C, van Lingen A. Dual X-ray absorptiometry for alveolar bone: precision of peri-implant mineral measurements ex vivo. *J Periodontal Res* 1996; 31: 265-70.
- 15- Corten FG, Caulier H, van der Waerden JP, Kalk W, Corstens FH, Jansen JA. Assessment of bone surrounding implants in goats: ex vivo measurements by dual X-ray absorptiometry. *Biomaterials* 1997; 18:495-501.
- 16- Fink C, Cooper HJ, Huebner JL, Guilak F, Kraus VB. Precision and accuracy of a transportable dual-energy X-ray absorptiometry unit for bone mineral measurements in guinea pigs. *Calcif Tissue Int.* 2002; 70(3):164-9.
- 17- Sánchez AR, Sheridan PJ, Lohse C, Weaver A. Assessment of peripheral dual energy X-ray absorptiometry measurements in peri-implant bone defects in dogs. *J Periodontol* 2004; 5:658-62.
- 18- Corten FG, van 't Hof MA, Buijs WC, Hoppenbrouwers P, Kalk W, Corstens FH. Measurement of mandibular bone density ex vivo and in vivo by dual-energy X-ray absorptiometry. *Arch Oral Biol.* 1993; 38(3):215-9.
- 19- Horner K, Devlin H, Alsop CW, Hodgkinson IM, Adams JE. Mandibular bone mineral density as a predictor of skeletal osteoporosis. *Br J Radiol.* 1996; 69(827):1019-25.

- 20- Southard KA, Southard TE, Schlechte JA, Meis PA. The relationship between the density of the alveolar processes and that of post-cranial bone. *J Dent Res.* 2000; 79(4):964-9.
- 21- Lindh C, Obrant K, Petersson A. Maxillary bone mineral density and its relationship to the bone mineral density of the lumbar spine and hip. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 2007; 104(1):117-21.
- 22- Drage NA, Palmer RM, Blake G, Wilson R, Crane F, Fogelman I. A comparison of bone mineral density in the spine, hip and jaws of edentulous subjects. *Clin Oral Implants Res.* 2007; 18(4):496-500.
- 23- Devlin H, Horner K. A study to assess the relative influence of age and edentulousness upon mandibular bone mineral density in female subjects. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 2004; 98(1):102-9.
- 24- Choël L, Duboeuf F, Bourgeois D, Briguet A, Lissac M. Trabecular alveolar bone in the human mandible: a dual-energy x-ray absorptiometry study. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 2003;95(3):364-70.
- 25- Devlin H, Horner K, Ledgerton D. A comparison of maxillary and mandibular bone mineral densities. *J Prosthet Dent.* 1998;79(3):323-7.
- 26- Norton MR, Gamble C. Bone classification: an objective scale of bone density using the computerized tomography scan. *Clin Oral Implants Res.* 2001; 12(1):79-84.
- 27- Shahlaie M, Gantes B, Schulz E, Riggs M, Crigger M. Bone density assessments of dental implant sites: 1. Quantitative computed tomography. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2003; 18(2):224-31.
- 28- Aranyarachkul P, Caruso J, Gantes B, Schulz E, Riggs M, Dus I, Yamada JM, Crigger M. Bone density assessments of dental implant sites: 2. Quantitative cone-beam computerized tomography. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2005; 20(3):416-24.

- 29- de Oliveira RC, Leles CR, Normanha LM, Lindh C, Ribeiro-Rotta RF. Assessments of trabecular bone density at implant sites on CT images. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 2008; 105(2):231-8.
- 30- Lindh C, Nilsson M, Klinge B, Petersson A. Quantitative computed tomography of trabecular bone in the mandible. *Dentomaxillofac Radiol.* 1996; 25(3):146-50.
- 31- Rebaudi A, Trisi P, Cella R, Cecchini G. Preoperative evaluation of bone quality and bone density using a novel CT/microCT-based hard-normal-soft classification system. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2010; 25(1):75-85.
- 32- Turkyilmaz I, Tözüm TF, Tumer C. Bone density assessments of oral implant sites using computerized tomography. *J Oral Rehabil.* 2007; 34(4):267-72.
- 33- Park HS, Lee YJ, Jeong SH, Kwon TG. Density of the alveolar and basal bones of the maxilla and the mandible. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2008; 133(1):30-7.
- 34- Turkyilmaz I, Ozan O, Yilmaz B, Ersoy AE. Determination of bone quality of 372 implant recipient sites using Hounsfield unit from computerized tomography: a clinical study. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2008; 10(4):238-44.
- 35- Beer A, Gahleiter A, Holm A, Tschabitscher M, Homolka P. Correlation of insertion torques with bone mineral density from dental quantitative CT in the mandible. *Clin Oral Implants Res.* 2003; 14(5):616-20.
- 36- Ikumi N, Tsutsumi S. Assessment of correlation between computerized tomography values of the bone and cutting torque values at implant placement: a clinical study. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2005; 20: 253-60.
- 37- Lagravère MO, Fang Y, Carey J, Toogood RW, Packota GV, Major PW. Density conversion factor determined using a cone-beam computed tomography unit NewTom QR-DVT 9000. *Dentomaxillofac Radiol.* 2006; 35(6):407-9.
- 38- Schwarz MS, Rothman SL, Rhodes ML, Chafetz N. computed tomography: part I: preoperative assessment of the mandible for endosseous implant surgery. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1987; 2(3):137-41.

- 39- Klemetti E, Vainio P, Lassila V, Alhava E. Trabecular bone mineral density of mandible and alveolar height in postmenopausal women. *Scand J Dent Res.* 1993; 101(3):166-70.
- 40- Gómez de la Mata Galiana J, Lora Vázquez M, Gómez de la Mata Galiana G, Gutiérrez Pérez JL. Planificación y rehabilitación inmediata en la cirugía mínimamente invasiva. *RCOE* 2006; 11 (2):221-227.
- 41- 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; 21(2):290-7.
- 42- Lee S, Gantes B, Riggs M, Crigger M. Bone density assessments of dental implant sites: 3. Bone quality evaluation during osteotomy and implant placement. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2007; 22(2):208-12.
- 43- Lagravère MO, Carey J, Ben-Zvi M, Packota GV, Major PW. Effect of object location on the density measurement and Hounsfield conversion in a NewTom 3G cone beam computed tomography unit. *Dentomaxillofac Radiol.* 2008; 37(6):305-8.
- 44- Turkyilmaz I, Tumer C, Ozbek EN, Tözüm TF. Relations between the bone density values from computerized tomography, and implant stability parameters: a clinical study of 230 regular platform implants. *J Clin Periodontol.* 2007; 34(8):716-22.
- 45- Farré-Pagés N, Augé-Castro ML, Alaejos-Algarra F, Mareque-Bueno J, Ferrés-Padró E, Hernández-Alfaro F. Relation between bone density and primary implant stability. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal.* 2011;16(1):e62-7.
- 46- Mellado Valero A, Ferrer García JC, Calvo Catalá J, Labaig Rueda. Tratamiento implantológico en el paciente con osteoporosis. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal.* 2010; 15(Ed. esp.): 45-50.
- 47- Adell R, Lekholm U, Rockler B, Brånemark PI. A 15-year study of osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. *Int J Oral Surg.* 1981; 10(6):387-416.

- 48- Albrektsson T, Dahl E, Enbom L, Engevall S, Engquist B, Eriksson AR, Feldmann G, Freiberg N, Glantz PO, Kjellman O, et al. Osseointegrated oral implants. A Swedish multicenter study of 8139 consecutively inserted Nobelpharma implants. *J Periodontol.* 1988; 59(5):287-96.
- 49- Jemt T, Lekholm U, Adell R. Osseointegrated implants in the treatment of partially edentulous patients: a preliminary study on 876 consecutively placed fixtures. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1989;4(3):211-7.
- 50- Friberg B, Jemt T, Lekholm U. Early failures in 4,641 consecutively placed Brånemark dental implants: a study from stage 1 surgery to the connection of completed prostheses. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1991; 6(2):142-6.
- 51- Trisi P, Rao W. Bone classification: clinical-histomorphometric comparison. *Clin Oral Implants Res.* 1999; 10(1):1-7.
- 52- Truhlar RS, Morris HF, Ochi S, Winkler S. Second-stage failures related to bone quality in patients receiving endosseous dental implants: DICRG Interim Report No. 7. Dental Implant Clinical Research Group. *Implant Dent.* 1994; 3(4):252-5.
- 53- Truhlar RS, Farish SE, Scheitler LE, Morris HF, Ochi S. Bone quality and implant design-related outcomes through stage II surgical uncovering of Spectra-System root form implants. *J Oral Maxillofac Surg.* 1997; 55(12 Suppl 5):46-54.
- 54- Kribbs PJ. Comparison of mandibular bone in normal and osteoporotic women. *J Prosthet Dent.* 1990; 63(2):218-22. Format
- 55- Schroeder A, van der Zypen E, Stich H, Sutter F. The reactions of bone, connective tissue, and epithelium to endosteal implants with titanium-sprayed surfaces. *J Maxillofac Surg.* 1981;9(1):15-25.
- 56- Cano Sánchez J, Martínez-González JM, Campo Traperero J, Martínez-González MJS, Donado Azcárate A. Biología ósea perimplantaria. *Periodoncia* 2002; 5: 345-56.

- 57- Aalam AA, Nowzari H, Krivitsky A. Functional restoration of implants on the day of surgical placement in the fully edentulous mandible: a case series. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2005; 7(1):10-6.
- 58- Albrektsson T, Zarb G, Worthington P, Eriksson AR. The long-term efficacy of currently used dental implants: a review and proposed criteria of success. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1986; 1(1):11-25.
- 59- Smith D, Zarb G. Criteria for success of osseointegrated endosseous implants. *J Prosthet Dent* 1989; 62: 567-72.
- 60- Salvi GE, Lang NP. Diagnostic parameters for monitoring peri-implant conditions. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2004;19 Suppl:116-27.
- 61- Quesada García MP, Prados Sánchez E, Olmedo Gaya MV, Muñoz Soto E, González Rodríguez MP, Vallecillo Capilla M. Análisis de frecuencia de resonancia como medida de estabilidad de los implantes dentales. Revisión bibliográfica. *Med Oral Patol Oral cir Bucal.*2010;15:36-44.
- 62- Cavallaro J Jr, Greenstein B, Greenstein G. Clinical methodologies for achieving primary dental implant stability: the effects of alveolar bone density. *J Am Dent Assoc.* 2009; 140(11):1366-72.
- 63- Misch CE. Density of bone: effect on treatment plans, surgical approach, healing, and progressive bone loading. *Int J Oral Implantol.* 1990; 6(2):23-31.
- 64- Brunski JB. Biomechanical factors affecting the bone-dental implant interface. *Clin Mater.* 1992; 10(3):153-201.
- 65- Albrektsson TO, Johansson CB, Sennerby L. Biological aspects of implant dentistry: osseointegration. *Periodontol 2000.* 1994; 4:58-73.
- 66- Sennerby L, Thomsen P, Ericson LE. A morphometric and biomechanic comparison of titanium implants inserted in rabbit cortical and cancellous bone. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1992; 7(1):62-7.
- 67- Nkenke E, Lehner B, Fenner M, Roman FS, Thams U, Neukam FW, Radespiel-Tröger M. Immediate versus delayed loading of dental implants in the maxillae of

minipigs: follow-up of implant stability and implant failures. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2005; 20(1):39-47.

68- Huja SS, Rao J, Struckhoff JA, Beck FM, Litsky AS. Biomechanical and histomorphometric analyses of monocortical screws at placement and 6 weeks postinsertion. *J Oral Implantol*. 2006; 32(3):110-6.

69- Ivanoff CJ, Gröndahl K, Bergström C, Lekholm U, Brånemark PI. Influence of bicortical or monocortical anchorage on maxillary implant stability: a 15-year retrospective study of Brånemark System implants. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2000; 15(1):103-10.

70- Miyamoto I, Tsuboi Y, Wada E, Suwa H, Iizuka T. Influence of cortical bone thickness and implant length on implant stability at the time of surgery--clinical, prospective, biomechanical, and imaging study. *Bone*. 2005;37(6):776-80.

71- Motoyoshi M, Yoshida T, Ono A, Shimizu N. Effect of cortical bone thickness and implant placement torque on stability of orthodontic mini-implants. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2007; 22(5):779-84.

72- Motoyoshi M, Inaba M, Ono A, Ueno S, Shimizu N. The effect of cortical bone thickness on the stability of orthodontic mini-implants and on the stress distribution in surrounding bone. *Int J Oral Maxillofac Surg*. 2009;38(1):13-8.

73- Hahn J. Clinical uses of osteotomes. *J Oral Implantol*. 1999; 25(1):23-9.

74- Morris HF, Ochi S. The influence of implant design, application, and site on clinical performance and crestal bone: a multicenter, multidisciplinary clinical study. Dental Implant Clinical Research Group (Planning Committee). *Implant Dent*. 1992;1(1):49-55.

75- Hürzeler M, Fickl S, Zuhr O, Wachtel HC. Peri-implant bone level around implants with platform-switched abutments: preliminary data from a prospective study. *J Oral Maxillofac Surg*. 2008;66(10):2195-6.

76- Truhlar RS, Orenstein IH, Morris HF, Ochi S. Distribution of bone quality in patients receiving endosseous dental implants. *J Oral Maxillofac Surg*. 1997; 55(12 Suppl 5):38-45.

- 77- Riancho Moral JA, González Macías J. Manual práctico de osteoporosis y enfermedades del metabolismo mineral.. Ed Jarpyo. 2004. Madrid.
- 78- Diaz Curiel M, Carrasco de la Pena JL, Honorato Perez J, Perez Cano R, Rapado A, Ruiz Martinez I. Study of bone mineral density in lumbar spine and femoral neck in a Spanish population. Multicentre Research Project on Osteoporosis. *Osteoporos Int* 1997; 7:59-64.
- 79- Bras J, van Ooij CP, Abraham-Inpijn L, Kusen GJ, Wilminck JM. Radiographic interpretation of the mandibular angular cortex: A diagnostic tool in metabolic bone loss. Part I. Normal state. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol.* 1982;53:541-5.
- 80-Yang RC. Quantitative measurement of jaw bone mineral contents in radiogram. *J Dent Med.* 1987;26:911-20.
- 81- Benson BW, Prihoda TJ, Glass BJ. Variations in adult cortical bone mass as measured by a panoramic mandibular index. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol.* 1991;71:349-56.
- 82- Verheij JG, Geraets WG, van der Stelt PF, Horner K, Lindh C, Nicopoulou-Karayianni K, Jacobs R, Marjanovic EJ, Adams JE, Devlin H. Prediction of osteoporosis with dental radiographs and age. *Dentomaxillofac Radiol.* 2009; 38(7):431-7.
- 83- Kribbs PJ, Chesnut CH 3rd, Ott SM, Kilcoyne RF. Relationships between mandibular and skeletal bone in a population of normal women. *J Prosthet Dent.* 1990; 63(1):86-9.
- 84- Celenk C, Celenk P. Relationship of mandibular and cervical vertebral bone density using computed tomography. *Dentomaxillofac Radiol.* 2008; 37(1):47-51.
- 85- Klein MO, Grötz KA, Manefeld B, Kann PH, Al-Nawas B. Ultrasound transmission velocity for noninvasive evaluation of jaw bone quality in vivo before dental implantation. *Ultrasound Med Biol.* 2008; 34(12):1966-71.
- 86- Geraets WG, Verheij JG, van der Stelt PF, Horner K, Lindh C, Nicopoulou-Karayianni K, Jacobs R, Devlin H. Osteoporosis and the general dental practitioner:

reliability of some digital dental radiological measures. *Community Dent Oral Epidemiol.* 2007;35(6):465-71.

87- Geraets WG, Verheij JG, van der Stelt PF, Horner K, Lindh C, Nicopoulou-Karayianni K, Jacobs R, Harrison EJ, Adams JE, Devlin H. Prediction of bone mineral density with dental radiographs. *Bone.* 2007;40(5):1217-21.

88- Geraets WG, Verheij JG, van der Stelt PF, Horner K, Lindh C, Nicopoulou-Karayianni K, Jacobs R, Marjanovic EJ, Adams JE, Devlin H. Selecting regions of interest on intraoral radiographs for the prediction of bone mineral density. *Dentomaxillofac Radiol.* 2008;37(7):375-9.

89- Jonasson G, Jonasson L, Kiliaridis S. Skeletal bone mineral density in relation to thickness, bone mass, and structure of the mandibular alveolar process in dentate men and women. *Eur J Oral Sci.* 2007; 115(2):117-23.

90- Frost HM. The skeletal intermediary organization. *Metab Bone Dis Relat Res.* 1983; 4(5):281-90.

91- Klemetti E, Collin HL, Forss H, Markkanen H, Lassila V. Mineral status of skeleton and advanced periodontal disease. *J Clin Periodontol.* 1994; 21(3):184-8.

92-Kribbs PJ, Chesnut CH 3rd, Ott SM, Kilcoyne RF. Relationships between mandibular and skeletal bone in an osteoporotic population. *J Prosthet Dent.* 1989; 62(6):703-7.

93- Kribbs PJ, Smith DE, Chesnut CH 3rd. Oral findings in osteoporosis. Part I: Measurement of mandibular bone density. *J Prosthet Dent.* 1983;50(4):576-9.

94- von Wowern N. In vivo measurement of bone mineral content of mandibles by dual-photon absorptiometry. *Scand J Dent Res.* 1985;93(2):162-8.

95- von Wowern N, Storm TL, Olgaard K. Bone mineral content by photon absorptiometry of the mandible compared with that of the forearm and the lumbar spine. *Calcif Tissue Int.* 1988; 42(3):157-61.

- 96- Jacobs R, Ghyselen J, Koninckx P, van Steenberghe D. Long-term bone mass evaluation of mandible and lumbar spine in a group of women receiving hormone replacement therapy. *Eur J Oral Sci.* 1996;104(1):10-16.
- 97- Celenk P, Celenk C. Evaluation by quantitative magnetic resonance imaging of trabecular bone quality in mandible and cervical vertebrae. *Clin Oral Implants Res.* 2010; 21(4):409-13.
- 98- von Wowern N, Melsen F. Comparative bone morphometric analysis of mandibles and iliac crests. *Scand J Dent Res.* 1979; 87(5):351-7.
- 99- von Wovern N. Dual-photon absorptiometry of mandibles: in vitro test of a new method. *Scand J Dent Res.* 1985; 93(2):169-77.
- 100- Cummings SR, Kelsey JL, Nevitt MC, O'Dowd KJ. Epidemiology of osteoporosis and osteoporotic fractures. *Epidemiol Rev.* 1985; 7:178-208.
- 101- Melton LJ 3rd, Wahner HW. Defining osteoporosis. *Calcif Tissue Int.* 1989; 45(5):263-4.
- 102- Cummings SR. Are patients with hip fractures more osteoporotic? Review of the evidence. *Am J Med.* 1985;78(3):487-94.
- 103- Courpron P. Bone tissue mechanisms underlying osteoporoses. *Orthop Clin North Am.* 1981; 12(3):513-45.
- 104- Wahner HW, Dunn WL, Riggs BL. Assessment of bone mineral. Part 2. *J Nucl Med.* 1984; 25(11):1241-53.
- 105- Ott SM, Kilcoyne RF, Chesnut CH 3rd. Comparisons among methods of measuring bone mass and relationship to severity of vertebral fractures in osteoporosis. *J Clin Endocrinol Metab.* 1988; 66(3):501-7.
- 106- Cano J, Campo J, Vaquero JJ, Martínez JM, Bascones A. Imagen de alta resolución en biología ósea I. Revisión de la literatura. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal* 2007; 12 Supl 5: 320-5.
- 107- Bauer JS, Link TM. Advances in osteoporosis imaging. *Eur J Radiol.* 2009; 71(3):440-9.

108- Fernández-Tresguerres I, Alobera Gracia MA, del Canto Pingarrón M, Blanco Jerez L. Bases fisiológicas de la regeneración ósea II. El proceso de remodelado. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal* 2006; 11: 92-8.

109- Fernández-Tresguerres I, Alobera Gracia MA, del Canto Pingarrón M, Blanco-Jerez L. Bases fisiológicas de la regeneración ósea I. Histología y fisiología del tejido óseo. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal*. 2006; 11:32-6.

110- H Chesnut C. The relationship between skeletal and oral bone mineral density: an overview. *J Periodontol* 2001; 1: 193-96.

111-Dao TT, Anderson JD, Zarb GA. ¿Is Osteoporosis a Risk factor for Osseointegration of Dental Implants?. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1993; 8:137-44.

112- Verna C, Melsen B, Melsen F. Differences in static cortical bone remodeling parameters in human mandible and iliac crest. *Bone* 1999; 25:577-83.

113- de Vernejoul MC, Belenguer-Prieto R, Kuntz D, Bielakoff J, Miravet L, Ryckewaert A. Bone histological heterogeneity in postmenopausal osteoporosis: a sequential histomorphometric study. *Bone*. 1987; 8(6):339-42.

114- de Vernejoul MC, Kuntz D, Miravet L, Goutallier D, Ryckewaert A. Bone histomorphometric reproducibility in normal patients. *Calcif Tissue Int*. 1981; 33(4):369-74.

115- Wakley GK, Baylink DJ. Systemic influences on the bone response to dental and orthopedic implants. *J Oral Implantol*. 1988; 14(3):285-311.

116- Klemetti E, Vainio P, Lassila V. Mineral density in the mandibles of partially and totally edentate postmenopausal women. *Scand J Dent Res*. 1994; 102(1):64-7.

117- Payne JB, Zachs NR, Reinhardt RA, Nummikoski PV, Patil K. The association between estrogen status and alveolar bone density changes in postmenopausal women with a history of periodontitis. *J Periodontol*. 1997; 68(1):24-31.

- 118- Payne JB, Reinhardt RA, Nummikoski PV, Patil KD. Longitudinal alveolar bone loss in postmenopausal osteoporotic/osteopenic women. *Osteoporos Int.* 1999;10(1):34-40.
- 119- Jeffcoat MK, Chesnut CH 3rd. Systemic osteoporosis and oral bone loss: evidence shows increased risk factors. *J Am Dent Assoc.* 1993;124(11):49-56.
- 120- Hirai T, Ishijima T, Hashikawa Y, Yajima T. Osteoporosis and reduction of residual ridge in edentulous patients. *J Prosthet Dent.* 1993; 69(1):49-56.
- 121- Klemetti E, Vainio P, Lassila V, Alhava E. Cortical bone mineral density in the mandible and osteoporosis status in postmenopausal women. *Scand J Dent Res.* 1993; 101(4):219-23.
- 122- Christiansen C, Rødbro P, Tjellesen L. Serum alkaline phosphatase during hormone treatment in early postmenopausal women. A model for establishing optimal prophylaxis and treatment in postmenopausal osteoporosis. *Acta Med Scand.* 1984; 216(1):11-7.
- 123- Gruber HE, Ivey JL, Baylink DJ, Matthews M, Nelp WB, Sisom K, Chesnut CH 3rd. Long-term calcitonin therapy in postmenopausal osteoporosis. *Metabolism.* 1984;33(4):295-303.
- 124- Shen Y, Li M, Wronski TJ. Skeletal effects of calcitonin treatment and withdrawal in ovariectomized rats. *Calcif Tissue Int.* 1996;58(4):263-7.
- 125- Shen Y, Li M, Wronski TJ. Calcitonin provides complete protection against cancellous bone loss in the femoral neck of ovariectomized rats. *Calcif Tissue Int.* 1997;60(5):457-61.
- 126- Li M, Shen Y, Burton KW, DeLuca PP, Mehta RC, Baumann BD, Wronski TJ. A comparison of the skeletal effects of intermittent and continuous administration of calcitonin in ovariectomized rats. *Bone.* 1996;18(4):375-80.
- 127- Riggs BL, Wahner HW, Melton LJ 3rd, Richelson LS, Judd HL, Offord KP. Rates of bone loss in the appendicular and axial skeletons of women. Evidence of substantial vertebral bone loss before menopause. *J Clin Invest.* 1986; 77(5):1487-91.

128- Sakakura CE, Giro G, Gonçalves D, Pereira RM, Orrico SR, Marcantonio E Jr. Radiographic assessment of bone density around integrated titanium implants after ovariectomy in rats. *Clin Oral Implants Res.* 2006; 17(2):134-8.

129- Duarte PM, César-Neto JB, Sallum AW, Sallum EA, Nociti FH Jr. Effect of estrogen and calcitonin therapies on bone density in a lateral area adjacent to implants placed in the tibiae of ovariectomized rats. *J Periodontol.* 2003; 74(11):1618-24.

130- Yamazaki M, Shirota T, Tokugawa Y, Motohashi M, Ohno K, Michi K, Yamaguchi A. Bone reactions to titanium screw implants in ovariectomized animals. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 1999; 87(4):411-8.

131- Motohashi M, Shirota T, Tokugawa Y, Ohno K, Michi K, Yamaguchi A. Bone reactions around hydroxyapatite-coated implants in ovariectomized rats. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 1999; 87(2):145-52.

132- Tokugawa Y, Shirota T, Ohno K, Yamaguchi A. Effects of bisphosphonate on bone reaction after placement of titanium implants in tibiae of ovariectomized rats. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2003;18(1):66-74.

133- Lugero GG, de Falco Caparbo V, Guzzo ML, König B Jr, Jorgetti V. Histomorphometric evaluation of titanium implants in osteoporotic rabbits. *Implant Dent.* 2000;9(4):303-9.

134- Giro G, Gonçalves D, Sakakura CE, Pereira RM, Marcantonio Júnior E, Orrico SR. Influence of estrogen deficiency and its treatment with alendronate and estrogen on bone density around osseointegrated implants: radiographic study in female rats. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 2008; 105(2):162-7.

135- Giro G, Sakakura CE, Gonçalves D, Pereira RM, Marcantonio E Jr, Orrico SR. Effect of 17-beta-estradiol and alendronate on the removal torque of osseointegrated titanium implants in ovariectomized rats. *J Periodontol.* 2007; 78(7):1316-21.

136- August M, Chung K, Chang Y, Glowacki J. Influence of estrogen status on endosseous implant osseointegration. *J Oral Maxillofac Surg.* 2001 Nov; 59(11):1285-9.

137-Friberg B. Treatment with dental implants in patients with severe osteoporosis: a case report. *Int J Periodont Rest Dent* 1994; 14: 349-353.

138- Shibli JA, Aguiar KC, Melo L, d'Avila S, Zenóbio EG, Favari M, Iezzi G, Piattelli A. Histological comparison between implants retrieved from patients with and without osteoporosis. *Int J Oral Maxillofac Surg.* 2008; 37(4):321-7.

139- Fujimoto T, Niimi A, Nakai H, Ueda M. Osseointegrated implants in a patient with osteoporosis: a case report. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1996; 11(4):539-42.

140- Ferris BD, Klenerman L, Dodds RA, Bitensky L, Chayen J. Altered organization of non-collagenous bone matrix in osteoporosis. *Bone.* 1987; 146-9.

141- Recker RR. Low bone mass may not be the only cause of skeletal fragility in osteoporosis. *Proc Soc Exp Biol Med.* 1989; 191(3):272-4.

142- Chatterji S, Wall JC, Jeffery JW. Age-related changes in the orientation and particle size of the mineral phase in human femoral cortical bone. *Calcif Tissue Int.* 1981; 33(6):567-74.

143- Paganini-Hill A. The benefits of estrogen replacement therapy on oral health. The Leisure World cohort. *Arch Intern Med.* 1995; 155(21):2325-9.

144- Tezal M, Wactawski-Wende J, Grossi SG, Ho AW, Dunford R, Genco RJ. The relationship between bone mineral density and periodontitis in postmenopausal women. *J Periodontol.* 2000; 71(9):1492-8.

145- Ward VJ, Manson JD. Alveolar bone loss in periodontal disease and the metacarpal index. *J Periodontol.* 1973;44:763-9.

146- Krall EA, Dawson-Hughes B, Papas A, Garcia RI. Tooth loss and skeletal bone density in healthy postmenopausal women. *Osteoporos Int.* 1994;4(2):104-9.

- 147- Sultan N, Rao J. Association between periodontal disease and bone mineral density in postmenopausal women: A cross sectional study. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal*. 2011;16:440-7.
- 148- Weyant RJ, Pearlstein ME, Churak AP, Forrest K, Famili P, Cauley JA. The association between osteopenia and periodontal attachment loss in older women. *J Periodontol*. 1999; 70(9):982-991.
- 149- Elders PJ, Habets LL, Netelenbos JC, van der Linden LW, van der Stelt PF. The relation between periodontitis and systemic bone mass in women between 46 and 55 years of age. *J Clin Periodontol*. 1992; 19(7):492-6.
- 150- Celenk C, Celenk P. Evaluation by quantitative magnetic resonance imaging of trabecular bone quality in the dentate and edentulous mandible. *Clin Oral Implants Res*. 2008; 19(1):15-8.
- 151- Taguchi A, Tanimoto K, Akagawa Y, Suei Y, Wada T, Rohlin M. Trabecular bone pattern of the mandible. Comparison of panoramic radiography with computed tomography. *Dentomaxillofac Radiol*. 1997;26(2):85-9.
- 152- Grodstein F, Colditz GA, Stampfer MJ. Post-menopausal hormone use and tooth loss: a prospective study. *J Am Dent Assoc*. 1996;127(3):370-7.
- 153- Grodstein F, Colditz GA, Stampfer MJ. Tooth loss and hormone use in postmenopausal women. *Compend Contin Educ Dent Suppl*. 1998;(22):9-16.
- 154- Misch CE. Divisions of available bone in implant dentistry. *Int J Oral Implantol*. 1990; 7(1):9-17.
- 155- Truhlar RS, Orenstein IH, Morris HF, Ochi S. Distribution of bone quality in patients receiving endosseous dental implants. *J Oral Maxillofac Surg*. 1997;55(12 Suppl 5):38-45.
- 156- Ribeiro-Rotta RF, Lindh C, Rohlin M. Efficacy of clinical methods to assess jawbone tissue prior to and during endosseous dental implant placement: a systematic literature review. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2007; 22(2):289-300.
- 157- Alsaadi G, Quirynen M, Michiels K, Jacobs R, van Steenberghe D. A biomechanical assessment of the relation between the oral implant stability at

insertion and subjective bone quality assessment. *J Clin Periodontol.* 2007; 34(4):359-66.

158- Barona Dorado C, Martínez-González J.M, Ortega Aranegui R, Baos Cañas MT, Donado Azcárate A. Diagnóstico Radiológico en Implantología Oral. *Prof Dent* 1999; 3:165-9.

159- Dreyer WP. Technological advances in the clinical diagnosis of periodontal diseases. *Int Dent J.* 1993; 43(6):557-66.

160- Pham D, Jonasson G, Kiliaridis S. Assessment of trabecular pattern on periapical and panoramic radiographs: a pilot study. *Acta Odontol Scand.* 2010; 68(2):91-7.

161- Klemetti E, Kolmakov S, Heiskanen P, Vainio P, Lassila V. Panoramic mandibular index and bone mineral densities in postmenopausal women. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol.* 1993; 75(6):774-9.

162- Verhoeven JW, Ruijter J, Cune MS, Terlouw M. Oblique lateral cephalometric radiographs of the mandible in implantology: usefulness and reproducibility of the technique in quantitative densitometric measurements of the mandible in vivo. *Clin Oral Implants Res.* 2000; 11(5):476-86.

163- Ortega Aranegui R, Meniz García C, Madrigal Martínez-Pereda C, López - Quiles Martínez J. Radiografía sin película. Actualización en Diagnóstico por la Imagen en Odontoestomatología. *Cient Dent* 2006; 1:11-20.

164- Arana Fernández E, Buitrago Vera P, Benet Iranzo F, Tobarra Pérez E. Tomografía computerizada: introducción a las aplicaciones dentales. *RCOE* 2006; 11(3):311-322.

165- Brägger U, Bürgin W, Fourmoussis I, Schmid G, Schild U, Lang NP. Computer-Assisted Densitometric Imagen Analysis of Digital Subtraction Images: In Vivo Error of the Method and effect of Thresholding. *J Periodontol* 1998; 69: 967-74.

166- Christgau M, Hiller KA, Schmalz G, Kolbeck C, Wenzel A. Quantitative digital subtraction radiography for the determination of small changes in bone

thickness: an in vitro study. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod. 1998;85(4):462-72.

167- Jeffcoat MK, Reddy MS, Webber RL, Williams RC, Ruttimann UE. Extraoral control of geometry for digital subtraction radiography. J Periodontal Res. 1987; 22(5):396-402.

168- Woo BMS, Zee KY, Chan FHY, Corbet EF. In Vitro Calibration and Validation of a Digital Subtraction Radiography System Using Scanned Images. J Clin Periodontol 2003; 30:114-8.

169- Fourmoussis I, Brägger U, Bürgin W, Tonetti M, Lang NP. Digital image processing. I. Evaluation of gray level correction methods in vitro. Clin Oral Implants Res. 1994; 5(1):37-47.

170- Steffensen B, Pasquali LA, Yuan C, Wood RC, Schoolfield JD, Kornman KS. Correction of density changes caused by methodological errors in CADIA. J Periodontal Res. 1989; 24(6):402-8.

171- Fourmoussis I, Bräger U, Bürgin W, Tonetti M, Lang NP. Digital Imagen Processing: In vitro quantitative evaluation of soft and hard peri-implant tissue changes. Clin Oral Impl Res 1994; 5:105-14.

172- Stassinakis A, Brägger U, Stojanovic M, Bürgin W, Lussi A, Lang NP. Accuracy in detecting bone lesions in vitro with conventional and subtracted direct digital imaging. Dentomaxillofac Radiol. 1995; 24(4):232-7.

173- Janssen PTM, Van Palenstein WH, Van Aken J. The Detection of in Vitro Produced Periodontal Bone Lesions by Conventional Radiography and Photographic Subtraction Radiography Using Observers and Quantitative Digital Subtraction Radiography. J Clin Periodontol 1989; 16: 335-41.

174- Bräger U, Pasquali L, Rylander H, Carnes D, Kornman KS. Computer-assisted densitometric image analysis in periodontal radiography. A Methodological Study. J Clin Periodontol 1988; 15:27-37.

175- Jeffcoat MK, Reddy MS, van den Berg HR, Bertens E. Quantitative digital subtraction radiography for the assessment of peri-implant bone change. *Clin Oral Implants Res.* 1992; 3(1):22-7.

176- von Wowern N, Worsaae N. Bone mineral content of the maxilla estimated by dual-photon absorptiometry after augmentation with bone or hydroxyapatite. *J Dent Res.* 1988; 67(11):1405-8.

177- Rebaudi A, Koller B, Laib A, Trisi P. Microcomputed tomographic analysis of the peri-implant bone. *Int J Periodontics Restorative Dent.* 2004;24(4):316-25.

178-Cattermole HC, Cunningham J L. Influence of metallic implants adjacent to the measurement site on DEXA measurements: a phantom study. *Phys Med Biol* 1995; 40: 1885-96.

179- Loubele M, Maes F, Schutyser F, Marchal G, Jacobs R, Suetens P. Assessment of bone segmentation quality of cone-beam CT versus multislice spiral CT: a pilot study. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 2006; 102(2):225-34.

180- Hatcher DC, Dial C, Mayorga C. Cone beam CT for pre-surgical assessment of implant sites. *J Calif Dent Assoc.* 2003;31(11):825-33.

181- Loubele M, Guerrero ME, Jacobs R, Suetens P, van Steenberghe D. A comparison of jaw dimensional and quality assessments of bone characteristics with cone-beam CT, spiral tomography, and multi-slice spiral CT. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2007; 22(3):446-54.

182- Mah P, Reeves TE, McDavid WD. Deriving Hounsfield units using grey levels in cone beam computed tomography. *Dentomaxillofac Radiol.* 2010;39(6):323-35.

183- Todisco M, Trisi P. Bone mineral density and bone histomorphometry are statistically related. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2005;20(6):898-904.

184- Sennerby L, Wennerberg A, Pasop F. A new microtomographic technique for non-invasive evaluation of the bone structure around implants. *Clin Oral Implants Res.* 2001;12(1):91-4.

- 185- Butz F, Ogawa T, Chang TL, Nishimura I. Three-dimensional bone-implant integration profiling using micro-computed tomography. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2006; 21(5):687-95.
- 186- Feng Z, Ziv I, Rho J, Han S, Fishkin Z. Effects of titanium prosthesis, offset and size of field of view on bone mineral density measurements using quantitative computed tomography. *Br J Radiol*. 2000; 73(869):498-503.
- 187- Al-Nawas B, Klein MO, Götz H, Vaterod J, Duschner H, Grötz KA, Kann PH. Dental implantation: ultrasound transmission velocity to evaluate critical bone quality--an animal model. *Ultraschall Med*. 2008; 29(3):302-7.
- 188- Stoppie N, Pattijn V, Van Cleynenbreugel T, Wevers M, Vander Sloten J, Ignace N. Structural and radiological parameters for the characterization of jawbone. *Clin Oral Implants Res*. 2006; 17(2):124-33.
- 189- Kang C, Paley M, Ordidge R, Speller R. In vivo MRI measurements of bone quality in the calcaneus: a comparison with DXA and ultrasound. *Osteoporos Int*. 1999; 9(1):65-74.
- 190- Gray CF, Redpath TW, Smith FW, Staff RT. Advanced imaging: Magnetic resonance imaging in implant dentistry. *Clin Oral Implants Res*. 2003;14(1):18-27.
- 191- Aguiar MF, Marques AP, Carvalho AC, Cavalcanti MG. Accuracy of magnetic resonance imaging compared with computed tomography for implant planning. *Clin Oral Implants Res*. 2008; 19(4):362-5.
- 192- Choël L, Last D, Duboeuf F, Seurin MJ, Lissac M, Briguet A, Guillot G. Trabecular alveolar bone microarchitecture in the human mandible using high resolution magnetic resonance imaging. *Dentomaxillofac Radiol*. 2004; 33(3):177-82.
- 193- Grampp S, Majumdar S, Jergas M, Newitt D, Lang P, Genant HK. Distal radius: in vivo assessment with quantitative MR imaging, peripheral quantitative CT, and dual X-ray absorptiometry. *Radiology*. 1996; 198(1):213-8.

- 194- Wehrli FW, Hopkins JA, Hwang SN, Song HK, Snyder PJ, Haddad JG. Cross-sectional study of osteopenia with quantitative MR imaging and bone densitometry. *Radiology*. 2000; 217(2):527-38.
- 195- Link TM, Vieth V, Stehling C, Lotter A, Beer A, Newitt D, Majumdar S. High-resolution MRI vs multislice spiral CT: which technique depicts the trabecular bone structure best? *Eur Radiol*. 2003; 13(4):663-71.
- 196- Friberg B, Sennerby L, Roos J, Johansson P, Strid CG, Lekholm U. Evaluation of bone density using cutting resistance measurements and microradiography: an in vitro study in pig ribs. *Clin Oral Implants Res*. 1995; 6(3):164-71.
- 197- Meredith N. Assessment of implant stability as a prognostic determinant. *Int J Prosthodont*. 1998; 11(5):491-501.
- 198- Atsumi M, Park SH, Wang HL. Methods used to assess implant stability: current status. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2007; 22(5):743-54.
- 199- Martínez-González JM, García-Sabán F, Ferrándiz-Bernal J, Gonzalo-Lafuente JC, Cano-Sánchez J, Barona-Dorado C. Removal torque and physico-chemical characteristics of dental implants etched with hydrofluoric and nitric acid. An experimental study in Beagle dogs. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal*. 2006; 11(3):281-5.
- 200- Boronat López A, Peñarrocha Diago M, Martínez Cortissoz O, Mínguez Martínez I. Estudio del análisis de frecuencia de resonancia tras la colocación de 133 implantes dentales. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal* 2006; 11:178-81.
- 201- Friberg B, Sennerby L, Gröndahl K, Bergström C, Bäck T, Lekholm U. On cutting torque measurements during implant placement: a 3-year clinical prospective study. *Clin Implant Dent Relat Res*. 1999; 1(2):75-83.
- 202- Homolka P, Beer A, Birkfellner W, Nowotny R, Gahleitner A, Tschabitscher M, Bergmann H. Bone mineral density measurement with dental quantitative CT prior to dental implant placement in cadaver mandibles: pilot study. *Radiology*. 2002; 224(1):247-52.

- 203- Turkyilmaz I, Tözüm TF, Tumer C, Ozbek EN. Assessment of correlation between computerized tomography values of the bone, and maximum torque and resonance frequency values at dental implant placement. *J Oral Rehabil.* 2006; 33(12):881-8.
- 204- Turkyilmaz I, McGlumphy EA. Is there a lower threshold value of bone density for early loading protocols of dental implants? *J Oral Rehabil.* 2008; 35(10):775-81.
- 205- Turkyilmaz I, McGlumphy EA. Influence of bone density on implant stability parameters and implant success: a retrospective clinical study. *BMC Oral Health.* 2008 Nov 24; 8:32.
- 206-Turkyilmaz I, Sennerby L, McGlumphy EA, Tözüm TF. Biomechanical aspects of primary implant stability: a human cadaver study. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2009; 11(2):113-9.
- 207- Aparicio Magallón C, Lundgren AK, Rangert B. Carga (función) inmediata vs carga diferida en implantología: terminología y estado actual. *Dientes en el día.* RCOE 2002; 7 (1): 75-86.
- 208- Friberg B, Sennerby L, Linden B, Gröndahl K, Lekholm U. Stability measurements of one-stage Brånemark implants during healing in mandibles. A clinical resonance frequency analysis study. *Int J Oral Maxillofac Surg.* 1999; 28(4):266-72.
- 209- Boronat López A, Balaguer Martínez J, Lamas Pelayo J, Carrillo García C, Peñarrocha Diago M. Resonance frequency analysis of dental implant stability during the healing period. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal.* 2008; 13(4):244-7.
- 210- Huwiler MA, Pjetursson BE, Bosshardt DD, Salvi GE, Lang NP. Resonance frequency analysis in relation to jawbone characteristics and during early healing of implant installation. *Clin Oral Implants Res.* 2007; 18(3):275-80.
- 211- Balleri P, Cozzolino A, Ghelli L, Momicchioli G, Varriale A. Stability measurements of osseointegrated implants using Osstell in partially edentulous jaws after 1 year of loading: a pilot study. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2002; 4(3):128-32.

- 212- Barewal RM, Oates TW, Meredith N, Cochran DL. Resonance frequency measurement of implant stability in vivo on implants with a sandblasted and acid-etched surface. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 200;18(5):641-51.
- 213- Friberg B, Sennerby L, Meredith N, Lekholm U. A comparison between cutting torque and resonance frequency measurements of maxillary implants. A 20-month clinical study. *Int J Oral Maxillofac Surg*. 1999; 28(4):297-303.
- 214- Nedir R, Bischof M, Szmukler-Moncler S, Bernard JP, Samson J. Predicting osseointegration by means of implant primary stability. *Clin Oral Implants Res*. 2004; 15(5):520-8.
- 215- Karl M, Graef F, Heckmann S, Krafft T. Parameters of resonance frequency measurement values: a retrospective study of 385 ITI dental implants. *Clin Oral Implants Res*. 2008; 19(2):214-8.
- 216- Ito Y, Sato D, Yoneda S, Ito D, Kondo H, Kasugai S. Relevance of resonance frequency analysis to evaluate dental implant stability: simulation and histomorphometrical animal experiments. *Clin Oral Implants Res*. 2008; 19(1):9-14.
- 217- Meredith N, Alleyne D, Cawley P. Quantitative determination of the stability of the implant-tissue interface using resonance frequency analysis. *Clin Oral Implants Res*. 1996; 7(3):261-7.
- 218- Meredith N, Book K, Friberg B, Jemt T, Sennerby L. Resonance frequency measurements of implant stability in vivo. A cross-sectional and longitudinal study of resonance frequency measurements on implants in the edentulous and partially dentate maxilla. *Clin Oral Implants Res*. 1997; 8(3):226-33.
- 219- Meredith N. A review of nondestructive test methods and their application to measure the stability and osseointegration of bone anchored endosseous implants. *Crit Rev Biomed Eng*. 1998; 26(4):275-91.

220- Song YD, Jun SH, Kwon JJ. Correlation between bone quality evaluated by cone-beam computerized tomography and implant primary stability. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2009;24(1):59-64.

221- Glauser R, Sennerby L, Meredith N, Rée A, Lundgren A, Gottlow J, Hämmerle CH. Resonance frequency analysis of implants subjected to immediate or early functional occlusal loading. Successful vs. failing implants. *Clin Oral Implants Res*. 2004; 15(4):428-34.

222- Weber HP, Morton D, Gallucci GO, Rocuzzo M, Cordaro L, Grutter L. Consensus statements and recommended clinical procedures regarding loading protocols. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2009; 24 Suppl:180-3.

223- Trisi P, Rebaudi A. Peri-implant bone reaction to immediate, early, and delayed orthodontic loading in humans. *Int J Periodontics Restorative Dent*. 2005; 25(4):317-29.

224- Nelson K, Semper W, Hildebrand D, Ozyuvaci H. A retrospective analysis of sandblasted, acid-etched implants with reduced healing times with an observation period of up to 5 years. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2008; 23(4):726-32.

225- Engquist B, Astrand P, Anzén B, Dahlgren S, Engquist E, Feldmann H, Karlsson U, Nord PG, Sahlholm S, Svärðström P. Simplified methods of implant treatment in the edentulous lower jaw: a 3-year follow-up report of a controlled prospective study of one-stage versus two-stage surgery and early loading. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2005; 7(2):95-104.

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

227- Le Guéhennec L, Soueidan A, Layrolle P, Amouriq Y. Surface treatments of titanium dental implants for rapid osseointegration. *Dent Mater*. 2007; 23(7):844-54.

228- Segura Mori L, Díaz Vigil J, Mauvezín Quevedo M, González González I. Carga inmediata: situación actual. *RCOE* 2006; 11(5-6): 529-541.

- 229- Tarnow DP, Emtiaz S, Classi A. Immediate loading of threaded implants at stage 1 surgery in edentulous arches: ten consecutive case reports with 1- to 5-year data. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1997; 12(3):319-24.
- 230- Ottoni JM, Oliveira ZF, Mansini R, Cabral AM. Correlation between placement torque and survival of single-tooth implants. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2005; 20(5):769-76.
- 231- Velasco Ortega E, Fornés Ortuño E, García Méndez A, Medel Soteras R, López Frías J. La carga inmediata con implantes Microdent en el maxilar superior.I. Aspectos quirúrgicos. *Av Periodon Implantol*. 2007; 19, Suppl.:9-16.
- 232- Fornés Ortuño E, Velasco Ortega E, Ortega González F, García Méndez A, Segura EgeaJJ. La carga inmediata con implantes Microdent en el maxilar superior.II. Aspectos protodóncicos. *AvPeriodon Implantol*. 2007; 19, Suppl.:17-23.
- 233- Martínez González JM, Barona Dorado C, Cano Sánchez J, Fernández Cáliz F, Sánchez Turrión A. Evaluación de 80 implantes sometidos a carga inmediata en desdentados inferiores tras un seguimiento de dos años..*Med Oral Patol Oral Cir Bucal* 2006; 11:103-108.
- 234- Goiato MC, Pellizzer EP, Barão VA, dos Santos DM, de Carvalho BM, Magro-Filho O, Garcia IR Jr. Clinical viability for immediate loading of dental implants: part II--treatment alternatives. *J Craniofac Surg*. 2009; 20(6):2143-9.
- 235- Gallucci GO, Morton D, Weber HP. Loading protocols for dental implants in edentulous patients. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2009; 24 Suppl: 132-46.
- 236- Maló P, Rangert B, Nobre M. "All-on-Four" immediate-function concept with Brånemark System implants for completely edentulous mandibles: a retrospective clinical study. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2003; 5 Suppl 1:2-9.
- 237- Maló P, Rangert B, Nobre M. All-on-4 immediate-function concept with Brånemark System implants for completely edentulous maxillae: a 1-year retrospective clinical study. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2005; 7 Suppl 1:88-94.

- 238- Rocci A, Martignoni M, Gottlow J. Immediate loading of Brånemark System TiUnite and machined-surface implants in the posterior mandible: a randomized open-ended clinical trial. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2003; 5 Suppl 1:57-63.
- 239- Velasco Ortega E, Pato Mourelo J, Lorrio Castro JM, Cruz Valiño JM, Poyato Ferrera M. El tratamiento con implantes dentales postextracción. *Av Periodon Implantol.* 2007; 19, Suppl: 35-42.
- 240- Enríquez Sacristán C, Barona Dorado C, Calvo Guirado JI, Leco Berrocal I, Martínez González JM. Immediate post-extraction implants subject to immediate loading: a meta-analytic study. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal.* 2011 ;16(7):919-24.
- 241- Saadoun AP. Immediate implant placement and temporization in extraction and healing sites. *Compend Contin Educ Dent.* 2002; 23(4):309-12.
- 242- Misch CE, Wang HL, Misch CM, Sharawy M, Lemons J, Judy KW. Rationale for the application of immediate load in implant dentistry: Part I. *Implant Dent.* 2004; 13(3):207-17.
- 243- Misch CE, Wang HL, Misch CM, Sharawy M, Lemons J, Judy KW. Rationale for the application of immediate load in implant dentistry: part II. *Implant Dent.* 2004; 13(4):310-21.
- 244- Winkler S, Morris HF, Ochi S. Implant survival to 36 months as related to length and diameter. *Ann Periodontol.* 2000; 5(1):22-31.
- 245- Watanabe F, Tawada Y, Komatsu S, Hata Y. Heat distribution in bone during preparation of implant sites: heat analysis by real-time thermography. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1992; 7(2):212-9.
- 246- Misch CE, Qu Z, Bidez MW. Mechanical properties of trabecular bone in the human mandible: implications for dental implant treatment planning and surgical placement. *J Oral Maxillofac Surg.* 1999; 57(6):700-6.
- 247- Bahat O. Brånemark system implants in the posterior maxilla: clinical study of 660 implants followed for 5 to 12 years. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2000; 15(5):646-53.

- 248- Turkyilmaz I, Aksoy U, McGlumphy EA. Two alternative surgical techniques for enhancing primary implant stability in the posterior maxilla: a clinical study including bone density, insertion torque, and resonance frequency analysis data. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2008; 10(4):231-7.
- 249- Saadoun AP, Le Gall MG. Implant site preparation with osteotomes: principles and clinical application. *Pract Periodontics Aesthet Dent.* 1996; 8(5):453-63.
- 250- Ostman PO, Hellman M, Sennerby L. Direct implant loading in the edentulous maxilla using a bone density-adapted surgical protocol and primary implant stability criteria for inclusion. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2005;7 Suppl 1:S60-9.
- 251- Akkocaoglu M, Uysal S, Tekdemir I, Akca K, Cehreli MC. Implant design and intraosseous stability of immediately placed implants: a human cadaver study. *Clin Oral Implants Res.* 2005; 16(2):202-9.
- 252- Bidez MW, Misch CE. Force transfer in implant dentistry: basic concepts and principles. *J Oral Implantol.* 1992; 18(3):264-74.
- 253- Ding X, Liao SH, Zhu XH, Zhang XH, Zhang L. Effect of diameter and length on stress distribution of the alveolar crest around immediate loading implants. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2009; 11(4):279-87.
- 254- Ochi S, Morris HF, Winkler S. The influence of implant type, material, coating, diameter, and length on periotest values at second-stage surgery: DICRG interim report no. 4. Dental Implant Clinical Research Group. *Implant Dent.* 1994; 3(3):159-62.
- 255- Calandriello R, Tomatis M. Simplified treatment of the atrophic posterior maxilla via immediate/early function and tilted implants: A prospective 1-year clin *Med Oral Patol Oral Cir Bucal.* 2011;16(7):e905-13.
- 256- López-López J, Estrugo-Devesa A, Jane-Salas E, Ayuso-Montero R, Gómez-Vaquero C. Early diagnosis of osteoporosis by means of orthopantomograms and oral x-rays: a systematic review. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal.* 2011;16 (7):905-13.

IX-ANEXO ESTADÍSTICO

Paciente	Edad	Sexo	Grupo	MAXILAR						MANDIBULAR					
				Mx1	Mx2	Mx3	Mx4	Mx5	Mx6	Mb1	Mb2	Mb3	Mb4	Mb5	Mb6
1	22	0		24.01	143.44	308.21	270.09	160.27	41.51	184.17	159.69	217.43	195.44	106.03	172.94
2	22	0		28.53	148.32	220.87	121.89	114.46	55.62	120.66	67.36	124.00	201.78	199.59	88.82
3	23	0		44.87	86.91	332.11	334.43	285.98	48.61	121.70	165.19	313.82	318.61	191.16	83.96
4	24	0		39.71	299.49	385.19	360.91	268.89	50.64	157.83	253.17	390.71	354.32	218.30	197.60
5	26	0	2H	39.24	255.08	487.07	455.92	186.77	89.62	357.28	274.85	184.93	235.77	358.14	317.76
6	26	0		120.85	182.68	184.04	281.14	260.75	14.60	45.43	158.33	163.54	185.07	150.67	45.80
7	26	0		90.71	157.87	189.08	252.77	237.59	28.16	90.65	189.37	259.89	162.84	184.64	168.83
8	27	0		160.14	201.78	227.63	113.31	94.98	76.07	21.64	131.69	254.98	183.95	285.91	98.73
9	28	0		33.77	193.87	356.44	212.75	146.65	64.26	67.50	254.62	315.88	283.81	208.77	142.63
10	29	0		14.32	97.10	372.85	324.28	138.35	11.57	139.67	139.11	143.81	250.28	237.34	192.17
11	22	1		300.20	68.07	288.00	299.13	40.42	215.10	64.54	168.82	286.55	369.25	225.91	113.55
12	23	1		99.08	181.24	220.52	217.67	263.92	173.75	173.19	263.09	361.49	389.60	183.88	184.98
13	23	1		115.99	261.73	429.13	411.95	245.66	240.24	156.64	129.16	367.74	274.45	160.32	187.58
14	24	1		63.56	121.72	341.56	264.96	88.74	9.69	76.89	91.94	180.56	252.24	140.11	143.43
15	26	1		99.73	295.95	392.71	410.74	196.31	112.11	103.04	199.50	332.27	318.30	170.12	304.62
16	27	1	2M	216.27	121.94	214.81	152.08	124.45	81.34	161.16	177.09	207.00	312.12	249.90	141.94
17	27	1		78.84	145.08	203.40	167.02	255.78	111.99	363.53	289.46	164.27	122.51	218.85	306.86
18	27	1		27.80	365.49	197.13	210.58	339.92	56.98	152.15	257.10	193.47	209.06	240.30	230.79
19	27	1		60.66	238.56	224.40	166.05	201.29	112.27	116.76	96.77	238.14	201.21	106.63	103.22
20	28	1		77.47	102.67	296.31	406.44	145.25	13.69	106.03	121.89	458.07	433.23	89.60	189.65
21	31	0		58.56	243.57	262.36	263.45	286.44	45.96	173.30	263.81	213.14	250.37	125.07	138.49
22	31	0		3.20	220.07	307.46	356.88	232.37	4.84	281.50	223.88	231.67	233.73	196.54	236.63
23	33	0		107.22	120.43	416.48	312.19	116.66	46.33	297.80	241.03	289.55	439.86	367.94	265.25
24	33	0		62.56	134.31	398.41	342.54	268.33	5.84	181.84	243.17	285.87	284.67	292.44	194.86
25	33	0	3H	9.92	156.45	231.20	175.25	119.93	50.70	35.70	157.66	311.25	263.07	149.76	162.68
26	35	0		81.36	435.75	342.42	354.26	352.35	97.79	150.36	291.85	417.47	366.57	358.03	220.17
27	35	0		118.22	133.72	285.84	298.36	189.37	71.35	169.19	130.79	243.34	216.73	135.09	179.15
28	36	0		95.00	184.49	251.66	204.18	244.17	76.31	184.16	339.99	352.98	310.04	276.72	269.69
29	37	0		8.87	266.70	397.00	336.58	225.91	54.56	267.46	248.99	344.87	255.38	182.99	226.05
30	39	0		118.84	162.01	187.44	213.36	90.68	88.22	87.70	259.48	153.12	127.23	221.35	172.58

Paciente	Edad	Sexo	Grupo	MAXILAR						MANDIBULAR					
				Mx1	Mx2	Mx3	Mx4	Mx5	Mx6	Mb1	Mb2	Mb3	Mb4	Mb5	Mb6
31	30	1		100.66	174.43	272.56	302.07	205.95	142.98	93.24	161.03	254.74	342.44	178.81	150.42
32	30	1		422.28	215.44	354.97	378.56	213.08	293.66	269.10	325.89	345.38	318.42	295.49	150.37
33	30	1		162.36	104.97	368.80	361.61	175.47	187.07	299.14	205.89	250.87	185.53	239.59	102.36
34	30	1		112.98	333.21	495.49	497.88	417.64	111.54	201.83	435.30	469.71	505.71	441.44	185.10
35	33	1	3M	87.42	177.51	289.51	482.79	174.78	141.92	265.67	260.73	219.86	232.97	402.61	287.12
36	35	1		204.28	197.90	324.57	310.86	275.86	53.56	172.59	252.27	387.74	331.69	181.30	152.12
37	36	1		200.86	212.02	222.06	234.03	162.27	113.91	105.52	233.96	392.62	358.42	215.93	210.12
38	36	1		66.12	91.78	196.68	187.50	154.64	54.84	67.25	98.27	248.87	202.24	140.70	76.68
39	36	1		30.22	99.41	249.66	274.71	158.23	36.02	71.20	96.92	154.18	98.45	58.40	375.56
40	37	1		20.18	182.22	290.95	348.13	165.48	88.12	206.73	197.87	227.07	220.38	270.00	256.64
41	40	0		88.77	245.93	373.85	317.53	204.64	74.89	152.30	394.47	465.76	467.04	172.41	214.65
42	40	0		166.90	352.06	286.99	446.82	532.23	50.33	280.55	282.49	305.20	318.40	286.03	262.72
43	42	0		178.58	557.48	395.47	321.54	313.98	92.18	370.63	376.73	385.41	491.84	281.87	274.82
44	42	0		22.04	90.37	198.22	132.40	79.36	42.00	87.15	121.66	153.27	116.16	110.59	91.91
45	43	0		147.40	325.31	492.77	492.58	367.96	82.79	159.08	244.74	340.86	331.63	183.24	287.44
46	45	0		76.53	98.57	238.52	186.60	220.85	71.06	120.12	160.83	229.65	189.26	91.88	100.67
47	46	0		40.70	186.64	283.73	297.93	278.66	61.77	219.66	140.48	309.46	321.20	200.00	306.95
48	46	0		160.07	219.01	315.07	321.47	116.88	113.13	315.40	305.58	326.68	393.75	390.27	280.94
49	47	0		63.28	380.65	475.37	536.83	342.91	104.09	319.86	217.46	319.91	355.26	266.09	318.32
50	48	0		129.76	348.92	484.06	304.33	335.45	130.51	216.18	254.05	353.06	318.95	372.82	266.81
51	41	1		73.49	226.95	278.84	252.89	295.90	45.31	185.44	258.55	184.25	345.15	219.18	321.56
52	43	1		12.56	214.82	327.26	313.02	140.52	124.66	148.59	213.28	434.32	262.00	241.50	79.89
53	44	1		38.94	144.69	253.42	274.57	162.35	99.50	176.98	281.16	117.74	160.72	218.91	135.07
54	45	1		138.99	284.12	350.55	392.42	234.08	117.25	291.13	213.66	406.35	345.56	235.89	197.25
55	45	1	4M	184.29	177.53	284.56	266.43	209.30	136.64	153.46	282.73	347.93	279.19	235.46	131.29
56	46	1		186.81	203.39	681.44	508.82	326.32	177.42	269.47	566.71	435.72	526.25	425.90	350.31
57	47	1		59.48	407.84	426.45	492.25	490.00	117.06	212.98	286.05	499.90	391.81	377.33	208.30
58	47	1		91.55	223.47	252.00	194.96	111.26	164.18	251.67	208.89	232.72	238.86	144.39	286.29
59	49	1		13.20	207.67	311.93	341.23	178.40	29.63	181.97	123.25	226.58	160.90	239.39	186.02
60	49	1		155.50	250.03	276.14	397.21	301.55	144.20	285.67	466.94	444.10	468.03	305.50	317.12

Paciente	Edad	Sexo	Grupo	MAXILAR						MANDIBULAR					
				Mx1	Mx2	Mx3	Mx4	Mx5	Mx6	Mb1	Mb2	Mb3	Mb4	Mb5	Mb6
61	52	0		177.96	226.44	293.67	307.69	162.31	103.33	142.55	239.91	283.50	487.39	373.50	228.62
62	52	0		98.35	197.33	497.06	441.02	290.39	110.42	114.89	112.13	264.78	282.24	102.24	79.75
63	52	0		147.62	155.11	308.85	153.24	346.12	67.55	206.18	210.96	402.31	361.11	208.42	194.71
64	53	0		177.89	245.04	394.72	398.84	205.72	159.76	237.57	259.06	342.49	396.31	374.85	60.37
65	53	0	5H	178.19	165.91	363.09	342.92	195.90	123.91	179.71	188.93	258.60	230.69	242.22	282.14
66	55	0		16.21	383.57	382.55	487.65	251.40	124.29	102.63	313.09	354.68	231.91	437.98	263.04
67	55	0		36.19	249.77	435.41	303.68	238.03	3.26	190.92	252.50	338.77	289.10	317.20	191.16
68	55	0		8.57	82.38	279.80	197.90	186.07	10.89	183.98	138.24	222.45	237.21	96.40	149.86
69	55	0		89.75	155.89	421.92	455.60	118.19	184.94	311.38	350.29	483.11	547.35	348.64	197.54
70	57	0		62.27	195.99	344.70	354.06	185.21	149.98	34.49	166.23	535.05	463.90	224.03	141.51
71	50	1		175.32	306.73	385.40	372.50	311.80	115.15	265.69	346.20	551.61	515.06	366.46	192.06
72	52	1		32.19	180.77	377.10	353.23	211.00	37.63	277.75	390.39	423.78	388.40	307.22	219.59
73	52	1		86.79	369.70	408.73	434.83	289.09	136.24	185.62	338.15	475.64	332.69	236.43	368.99
74	53	1		15.30	136.66	132.33	183.27	133.03	16.12	111.99	145.86	132.99	133.71	123.17	128.44
75	54	1		88.65	165.55	205.70	283.84	183.57	48.65	188.75	267.34	244.50	219.63	294.45	184.18
76	54	1	5M	97.06	263.00	414.59	413.61	407.45	111.12	251.08	312.98	393.16	394.56	318.30	282.55
77	55	1		68.70	249.51	402.43	395.59	446.73	100.54	230.29	481.23	496.33	416.92	350.69	245.68
78	55	1		136.58	363.66	398.28	356.82	270.10	95.71	187.20	256.32	492.46	432.29	293.78	240.98
79	56	1		69.65	124.21	261.42	250.72	182.98	53.85	143.18	217.91	433.25	372.05	140.19	108.63
80	57	1		156.46	240.42	325.31	321.74	207.49	104.39	217.50	242.63	372.51	246.46	207.70	171.97
81	60	0		87.66	275.57	423.81	351.28	281.33	71.47	166.00	253.90	421.95	300.04	301.88	260.60
82	61	0		37.79	466.85	482.18	445.61	320.67	53.44	218.10	364.39	416.99	349.87	226.52	295.03
83	62	0		2.43	138.75	241.26	227.73	102.49	19.15	105.00	173.17	190.98	156.57	66.83	185.93
84	62	0		22.00	372.15	469.71	336.12	246.99	63.11	211.36	235.53	361.11	481.92	210.91	125.91
85	64	0	6H	66.57	135.31	333.69	281.42	168.58	102.51	244.53	247.62	326.46	287.45	328.44	150.18
86	64	0		124.20	405.40	457.34	378.05	301.26	130.50	269.86	377.16	518.75	540.69	314.88	266.34
87	65	0		140.67	519.91	498.43	449.34	317.87	132.80	337.29	190.16	565.90	340.93	242.69	198.19
88	67	0		81.96	260.07	280.97	375.03	186.90	157.89	123.29	491.08	572.53	570.88	314.39	238.69
89	68	0		44.75	380.63	434.65	396.93	376.45	66.32	130.85	391.51	416.83	464.71	323.88	186.93
90	69	0		7.34	332.75	189.97	218.38	281.92	91.01	158.10	329.93	235.30	245.42	197.36	144.88

Paciente	Edad	Sexo	Grupo	MAXILAR						MANDIBULAR					
				Mx1	Mx2	Mx3	Mx4	Mx5	Mx6	Mb1	Mb2	Mb3	Mb4	Mb5	Mb6
91	60	1		37.81	160.87	350.29	399.89	186.88	42.24	153.00	240.13	402.21	395.18	322.89	209.38
92	61	1		3.43	295.92	395.17	474.12	295.54	48.02	203.09	483.21	405.54	406.43	416.63	172.22
93	62	1		8.07	142.11	308.49	281.07	123.63	32.65	201.23	268.50	274.62	296.24	284.03	167.59
94	63	1		126.42	168.90	318.05	205.24	178.20	44.48	151.46	159.69	364.77	215.58	220.50	162.11
95	63	1	6M	32.29	151.18	179.77	205.29	168.57	53.75	47.10	80.37	209.73	294.11	86.16	154.16
96	64	1		26.04	154.76	268.93	300.87	271.03	36.70	126.52	119.57	351.79	357.03	270.88	19.32
97	65	1		7.97	168.05	249.05	286.56	195.51	17.71	91.96	131.99	284.64	335.95	125.25	53.01
98	65	1		7.65	173.55	255.45	236.62	151.71	4.90	110.24	110.70	271.05	266.07	105.53	91.03
99	66	1		74.52	360.83	180.54	167.80	197.95	49.73	131.71	104.36	248.18	273.16	166.09	108.47+
100	67	1		15.30	269.92	210.31	147.88	159.54	9.48	158.15	111.74	275.42	209.62	94.44	115.95
101	70	0		34.60	205.70	340.56	385.60	189.65	47.34	204.86	220.94	288.74	291.09	198.66	217.60
102	71	0		49.71	106.61	215.43	182.06	81.34	79.57	64.17	83.60	288.73	252.08	128.60	153.80
103	72	0		136.60	205.46	353.98	310.72	157.38	98.98	114.20	287.81	351.73	299.35	274.03	139.91
104	72	0		54.92	275.23	375.23	427.39	370.35	202.83	283.51	204.02	595.25	716.29	325.63	205.46
105	74	0	7H	76.86	125.86	261.19	245.86	141.28	13.47	170.33	152.30	338.60	188.69	169.21	162.21
106	74	0		67.54	203.25	471.86	397.89	302.40	64.86	338.29	407.13	611.53	638.13	356.28	177.15
107	75	0		126.32	129.56	494.54	556.46	152.77	12.35	114.41	222.77	724.47	723.48	296.35	298.17
108	75	0		50.05	176.15	467.22	382.47	253.29	117.26	185.74	257.98	435.16	482.20	123.56	88.83
109	76	0		26.66	293.30	303.76	242.59	217.50	84.25	153.98	96.83	390.10	291.37	90.52	45.94
110	77	0		147.69	257.15	271.52	311.97	245.68	147.75	164.98	243.47	393.55	262.13	211.56	196.16
111	70	1		199.83	219.12	328.62	352.56	261.59	92.74	178.16	203.62	361.91	454.97	234.28	114.24
112	71	1		29.85	191.18	155.28	134.22	181.45	8.96	71.30	127.72	187.02	185.20	176.28	82.55
113	72	1		29.73	218.09	212.99	193.76	194.77	79.83	85.17	197.55	224.92	212.39	173.05	103.52
114	73	1		26.82	176.17	355.82	486.14	142.20	82.15	130.25	228.62	412.24	389.36	353.15	97.94
115	73	1	7M	70.95	273.71	327.59	315.83	221.87	151.15	121.80	250.99	387.54	388.76	121.69	260.34
116	73	1		96.82	138.83	230.95	195.35	130.56	43.15	75.18	95.63	185.46	202.98	171.16	166.15
117	74	1		99.96	374.61	352.32	351.52	261.34	89.63	131.55	318.91	313.57	354.88	152.80	174.25
118	74	1		0.62	129.88	278.15	276.38	95.01	22.57	241.86	407.43	331.86	348.24	304.13	218.27
119	75	1		7.29	128.23	193.87	199.09	112.76	12.74	48.60	73.74	178.96	114.24	118.08	177.94
120	76	1		11.83	301.08	172.75	207.15	103.57	79.14	120.87	184.63	243.02	445.60	249.22	133.45

Estadísticos Descriptivos Mx₁₋₃, Mb₁₋₆, Mx_{C-P-M}, y Mb_{C-P-M}

	N	Mínimo	Máximo	Media		Desv. típ.
	Estadístico	Estadístico	Estadístico	Estadístico	Error típico	Estadístico
Mx1	120	,62	422,28	83,6327	6,17848	67,68185
Mx2	120	68,07	557,48	221,1510	8,86398	97,10009
Mx3	120	132,33	774,98	325,0734	9,53651	104,46729
Mx4	120	113,31	556,46	313,7260	9,30125	101,89007
Mx5	120	40,42	532,23	221,0083	8,20241	89,85292
Mx6	120	3,26	293,66	83,9021	5,10179	55,88727
Mb1	120	21,64	370,63	172,7052	7,31853	80,17051
Mb2	120	67,36	566,71	233,4787	9,18102	100,57305
Mb3	120	117,74	724,47	332,0400	11,02642	120,78834
Mb4	120	98,45	723,48	319,0663	11,12729	121,89338
Mb5	120	58,40	441,44	232,2276	8,36780	91,66466
Mb6	120	19,32	517,12	191,7233	7,78087	85,23511
Mx_C	120	144,75	665,72	319,3997	8,87255	97,19389
Mx_P	120	54,25	448,92	221,0797	7,69137	84,25479
Mx_M	120	4,02	357,97	83,7674	5,03344	55,13852
Mb_C	120	126,32	723,98	325,5532	10,51522	115,18847
Mb_P	120	77,66	496,31	232,8531	8,02216	87,87833
Mb_M	120	45,61	401,40	182,2142	6,45399	70,69994
Edad	120	22	77	49,17	1,534	16,803
N válido (según lista)	120					

Hombre: Estadísticos descriptivos

	N	Mínimo	Máximo	Media		Desv. típ.
	Estadístico	Estadístico	Estadístico	Estadístico	Error típico	Estadístico
Mx1	60	2,43	178,58	78,5542	6,88102	53,30016
Mx2	60	82,38	557,48	232,5345	14,22514	110,18749
Mx3	60	184,04	774,98	350,9553	14,00269	108,46434
Mx4	60	113,31	556,46	319,8012	13,19624	102,21760
Mx5	60	79,36	532,23	229,8210	11,70759	90,68660
Mx6	60	3,26	202,83	77,3417	5,94820	46,07459
Mb1	60	21,64	370,63	178,3802	11,31712	87,66202
Mb2	60	67,36	491,08	235,9193	11,40211	88,32036
Mb3	60	124,00	724,47	344,0652	16,83390	130,39484
Mb4	60	116,16	723,48	330,5585	17,64448	136,67354
Mb5	60	66,83	437,98	237,1557	11,79697	91,37893
Mb6	60	45,80	394,71	195,1105	9,85590	76,34348
Mx_C	60	165,31	665,72	335,3783	12,75395	98,79171
Mx_P	60	84,87	442,15	231,1777	11,68484	90,51035
Mx_M	60	4,02	168,83	77,9479	5,33430	41,31933
Mb_C	60	134,72	723,98	337,3118	16,45050	127,42506
Mb_P	60	93,68	402,74	236,5375	10,25912	79,46679
Mb_M	60	45,61	337,52	186,7453	9,11886	70,63435
Edad	60	22	77	49,20	2,190	16,966
N válido (según lista)	60					

Mujer: Estadísticos descriptivos

	N	Mínimo	Máximo	Media		Desv. típ.
	Estadístico	Estadístico	Estadístico	Estadístico	Error típico	Estadístico
Mx1	60	,62	422,28	88,7112	10,28425	79,66143
Mx2	60	68,07	407,84	209,7675	10,49747	81,31307
Mx3	60	132,33	681,44	299,1915	12,16883	94,25938
Mx4	60	134,22	508,82	307,6508	13,17550	102,05698
Mx5	60	40,42	490,00	212,1957	11,47600	88,89273
Mx6	60	4,90	293,66	90,4625	8,25561	63,94770
Mb1	60	47,10	363,53	167,0302	9,32150	72,20406
Mb2	60	73,74	566,71	231,0380	14,48489	112,19944
Mb3	60	117,74	551,61	320,0148	14,21854	110,13631
Mb4	60	98,45	526,25	307,5742	13,55209	104,97403
Mb5	60	58,40	441,44	227,2995	11,93575	92,45392
Mb6	60	19,32	517,12	188,3362	12,11165	93,81643
Mx_C	60	144,75	595,13	303,4212	12,09293	93,67142
Mx_P	60	54,25	448,92	210,9816	9,93188	76,93201
Mx_M	60	6,28	357,97	89,5868	8,52044	65,99905
Mb_C	60	126,32	533,34	313,7945	13,06604	101,20913
Mb_P	60	77,66	496,31	229,1688	12,40532	96,09117
Mb_M	60	71,97	401,40	177,6832	9,17489	71,06837
Edad	60	22	76	49,13	2,166	16,781
N válido (según lista)	60					

Edad = 20-29

Estadísticos descriptivos

	N	Mínimo	Máximo	Media		Desv. típ.
	Estadístico	Estadístico	Estadístico	Estadístico	Error típico	Estadístico
Mx1	20	14,32	300,20	86,7875	15,93749	71,27463
Mx2	20	68,07	365,49	183,4495	18,00407	80,51665
Mx3	20	184,04	487,07	293,5730	20,17193	90,21159
Mx4	20	113,31	455,92	271,7055	23,00396	102,87685
Mx5	20	40,42	339,92	189,8215	17,57252	78,58669
Mx6	20	9,69	240,24	80,3910	14,65471	65,53786
Mb1	20	21,64	363,53	139,0230	19,56705	87,50650
Mb2	20	67,36	289,46	179,4100	14,84846	66,40435
Mb3	20	124,00	458,07	257,9275	20,65045	92,35164
Mb4	20	122,51	433,23	262,6920	18,63147	83,32248
Mb5	20	89,60	358,14	196,3085	14,31426	64,01531
Mb6	20	45,80	317,76	170,7930	16,93165	75,72063
Mx_C	20	170,47	471,50	282,6392	20,37516	91,12048
Mx_P	20	54,25	352,71	186,6355	15,65261	70,00058
Mx_M	20	12,95	257,65	83,5893	13,37619	59,82012
Mb_C	20	143,39	445,65	260,3098	18,38780	82,23273
Mb_P	20	101,70	316,50	187,8593	12,53393	56,05343
Mb_M	20	45,61	337,52	154,9080	16,96320	75,86172
Edad	20	22	29	25,35	,504	2,254
N válido (según lista)	20					

Edad = 30-39

Estadísticos descriptivos

	N	Mínimo	Máximo	Media		Desv. típ.
	Estadístico	Estadístico	Estadístico	Estadístico	Error típico	Estadístico
Mx1	20	1,18	422,28	102,6055	21,44724	95,91497
Mx2	20	91,78	435,75	192,3195	18,51293	82,79234
Mx3	20	187,44	495,49	307,2760	17,88990	80,00608
Mx4	20	175,25	497,88	311,7595	19,39357	86,73067
Mx5	20	90,68	417,64	211,4805	17,97584	80,39040
Mx6	20	4,84	293,66	88,2760	14,90686	66,66552
Mb1	20	35,70	299,14	179,0640	18,53564	82,89390
Mb2	20	96,92	435,30	233,4390	18,33176	81,98212
Mb3	20	153,12	469,71	289,7150	19,27336	86,19309
Mb4	20	98,45	505,71	277,1950	21,99935	98,38410
Mb5	20	58,40	441,44	236,5100	22,57194	100,94479
Mb6	20	76,68	375,56	200,6020	15,54470	69,51803
Mx_C	20	192,09	496,69	309,5178	17,39410	77,78876
Mx_P	20	118,55	394,05	201,9000	17,05992	76,29429
Mx_M	20	4,02	357,97	95,4408	17,16932	76,78353
Mb_C	20	126,32	487,71	283,4550	19,69079	88,05991
Mb_P	20	77,66	438,37	234,9745	19,08443	85,34817
Mb_M	20	71,97	281,52	189,8330	12,79511	57,22145
Edad	20	30	39	33,80	,622	2,783
N válido (según lista)	20					

Edad = 40-49

Estadísticos descriptivos

	N	Mínimo	Máximo	Media		Desv. típ.
	Estadístico	Estadístico	Estadístico	Estadístico	Error típico	Estadístico
Mx1	20	12,56	186,81	101,4420	13,52725	60,49569
Mx2	20	90,37	557,48	257,2725	25,06253	112,08306
Mx3	20	198,22	681,44	349,3320	25,81026	115,42699
Mx4	20	132,40	536,83	339,5915	25,18559	112,63340
Mx5	20	79,36	532,23	262,1300	26,91914	120,38605
Mx6	20	29,63	236,64	103,9300	11,44852	51,19933
Mb1	20	87,15	370,63	219,9145	16,87828	75,48198
Mb2	20	121,66	566,71	269,9855	25,22614	112,81472
Mb3	20	117,74	552,86	336,5435	26,64819	119,17433
Mb4	20	116,16	526,25	324,0980	25,62230	114,58640
Mb5	20	91,88	425,90	249,9325	20,43259	91,37733
Mb6	20	79,89	517,12	246,3665	25,44668	113,80100
Mx_C	20	165,31	595,13	344,4618	23,73689	106,15458
Mx_P	20	84,87	448,92	259,7013	23,58717	105,48502
Mx_M	20	21,42	210,46	102,6860	10,86174	48,57520
Mb_C	20	134,72	480,99	330,3207	24,06921	107,64080
Mb_P	20	116,13	496,31	259,9590	20,42283	91,33366
Mb_M	20	89,53	401,40	233,1405	19,12280	85,51975
Edad	20	40	49	44,75	,624	2,789
N válido (según lista)	20					

Edad = 50-59

Estadísticos descriptivos

	N	Mínimo	Máximo	Media		Desv. típ.
	Estadístico	Estadístico	Estadístico	Estadístico	Error típico	Estadístico
Mx1	20	8,57	178,19	95,9850	13,11596	58,65636
Mx2	20	82,38	383,57	220,7320	19,13459	85,57250
Mx3	20	132,33	497,06	351,6530	19,08705	85,35987
Mx4	20	153,24	487,65	348,2875	20,31020	90,83000
Mx5	20	118,19	446,73	246,1290	19,27317	86,19222
Mx6	20	3,26	184,94	92,8865	11,39051	50,93990
Mb1	20	34,49	311,38	188,1675	14,94632	66,84196
Mb2	20	112,13	481,23	261,5175	20,63358	92,27615
Mb3	20	132,99	551,61	380,0985	24,76725	110,76249
Mb4	20	133,71	547,35	348,9490	25,10416	112,26920
Mb5	20	96,40	437,98	268,1935	22,20373	99,29810
Mb6	20	60,37	394,71	206,5885	19,37511	86,64813
Mx_C	20	157,80	469,04	349,9703	18,00959	80,54131
Mx_P	20	134,23	348,12	233,4305	16,19670	72,43384
Mx_M	20	9,73	168,83	94,4358	10,60888	47,44433
Mb_C	20	133,35	533,34	364,5238	23,25764	104,01134
Mb_P	20	107,19	415,96	264,8555	19,79182	88,51173
Mb_M	20	88,00	300,45	197,3780	13,43533	60,08461
Edad	20	50	57	53,85	,418	1,872
N válido (según lista)	20					

Edad = 60-69

Estadísticos descriptivos

	N	Mínimo	Máximo	Media		Desv. típ.
	Estadístico	Estadístico	Estadístico	Estadístico	Error típico	Estadístico
Mx1	20	2,43	140,67	47,7435	9,94077	44,45646
Mx2	20	135,31	519,91	266,6740	26,94677	120,50963
Mx3	20	179,77	498,43	326,4030	23,89633	106,86765
Mx4	20	147,88	474,12	303,2615	21,98901	98,33784
Mx5	20	102,49	376,45	225,6510	16,89892	75,57425
Mx6	20	4,90	157,89	61,3930	9,45730	42,29431
Mb1	20	47,10	337,29	166,9420	15,07988	67,43926
Mb2	20	80,37	491,08	243,2355	28,33138	126,70177
Mb3	20	190,98	618,75	365,7375	27,89027	124,72909
Mb4	20	156,57	570,88	339,3925	24,62960	110,14694
Mb5	20	66,83	416,63	231,0090	22,00240	98,39774
Mb6	20	19,32	295,03	165,2960	15,63652	69,92864
Mx_C	20	174,17	473,89	314,8322	21,62580	96,71350
Mx_P	20	120,62	418,89	246,1625	20,65653	92,37879
Mx_M	20	6,28	136,74	54,5682	8,85002	39,57849
Mb_C	20	173,77	579,72	352,5650	24,64168	110,20096
Mb_P	20	83,27	449,92	237,1223	23,49192	105,05907
Mb_M	20	72,49	268,10	166,1190	12,88983	57,64507
Edad	20	60	69	63,90	,584	2,614
N válido (según lista)	20					

Edad = 70-79

Estadísticos descriptivos

	N	Mínimo	Máximo	Media		Desv. típ.
	Estadístico	Estadístico	Estadístico	Estadístico	Error típico	Estadístico
Mx1	20	,62	199,83	67,2325	11,85588	53,02110
Mx2	20	106,61	374,61	206,4585	16,05133	71,78375
Mx3	20	155,28	774,98	322,2035	30,84751	137,95426
Mx4	20	134,22	556,46	307,7505	24,83120	111,04852
Mx5	20	81,34	370,35	190,8380	16,95522	75,82603
Mx6	20	8,96	202,83	76,5360	11,59086	51,83588
Mb1	20	33,52	338,29	143,1200	17,63843	78,88144
Mb2	20	73,74	407,43	213,2845	21,31696	95,33236
Mb3	20	178,96	724,47	362,2180	32,49477	145,32101
Mb4	20	114,24	723,48	362,0715	38,74921	173,29172
Mb5	20	90,52	356,28	211,4120	18,59990	83,18127
Mb6	20	45,94	298,17	160,6940	13,99757	62,59906
Mx_C	20	144,75	665,72	314,9770	26,91648	120,37417
Mx_P	20	93,98	322,79	198,6483	14,61877	65,37711
Mx_M	20	10,02	147,72	71,8843	9,23132	41,28370
Mb_C	20	146,60	723,98	362,1447	34,56137	154,56313
Mb_P	20	93,68	381,71	212,3483	17,71869	79,24041
Mb_M	20	76,93	257,72	151,9070	12,19154	54,52224
Edad	20	70	77	73,35	,449	2,007
N válido (según lista)	20					

Hombre: 20-29

Estadísticos descriptivos

	N	Mínimo	Máximo	Media		Desv. típ.
	Estadístico	Estadístico	Estadístico	Estadístico	Error típico	Estadístico
Mx1	10	14,32	160,14	59,6150	15,20390	48,07894
Mx2	10	86,91	299,49	176,6540	20,77525	65,69711
Mx3	10	184,04	487,07	306,3490	31,39169	99,26923
Mx4	10	113,31	455,92	272,7490	33,33995	105,43019
Mx5	10	94,98	285,98	189,4690	21,82753	69,02470
Mx6	10	11,57	89,62	48,0660	7,97799	25,22862
Mb1	10	21,64	357,28	130,6530	29,80662	94,25681
Mb2	10	67,36	274,85	179,3380	20,49308	64,80481
Mb3	10	124,00	390,71	236,8990	27,19095	85,98532
Mb4	10	162,84	354,32	237,1870	20,21311	63,91947
Mb5	10	106,03	358,14	214,0550	22,05989	69,75950
Mb6	10	45,80	317,76	150,9240	24,65419	77,96339
Mx_C	10	170,47	471,50	289,5490	30,10965	95,21507
Mx_P	10	117,73	284,19	183,0615	15,86774	50,17819
Mx_M	10	12,95	118,10	53,8405	8,73702	27,62887
Mb_C	10	162,89	372,52	237,0430	21,65826	68,48944
Mb_P	10	132,86	316,50	196,6965	17,51457	55,38593
Mb_M	10	45,61	337,52	140,7885	26,20819	82,87759
Edad	10	22	29	25,30	,775	2,452
N válido (según lista)	10					

Hombre: 30-39

Estadísticos descriptivos

	N	Mínimo	Máximo	Media		Desv. típ.
	Estadístico	Estadístico	Estadístico	Estadístico	Error típico	Estadístico
Mx1	10	3,20	118,84	66,3750	14,41968	45,59902
Mx2	10	120,43	435,75	205,7500	29,92908	94,64406
Mx3	10	187,44	416,48	308,0270	24,77210	78,33626
Mx4	10	175,25	356,88	285,7050	21,34934	67,51253
Mx5	10	90,68	352,35	212,6210	26,42584	83,56584
Mx6	10	4,84	97,79	54,1900	9,86449	31,19426
Mb1	10	35,70	297,80	182,9010	26,27777	83,09762
Mb2	10	130,79	339,99	240,0650	19,05875	60,26907
Mb3	10	153,12	417,47	284,3260	24,40305	77,16923
Mb4	10	127,23	439,86	274,7650	26,86450	84,95301
Mb5	10	125,07	367,94	230,5930	28,15791	89,04314
Mb6	10	138,49	269,69	206,5550	13,94474	44,09715
Mx_C	10	200,40	370,48	296,8660	21,79694	68,92798
Mx_P	10	118,55	394,05	209,1855	26,12689	82,62048
Mx_M	10	4,02	103,53	60,2825	10,78021	34,09002
Mb_C	10	140,18	392,02	279,5455	23,44523	74,14032
Mb_P	10	132,94	324,94	235,3290	20,82949	65,86862
Mb_M	10	99,19	281,52	194,7280	18,49216	58,47735
Edad	10	31	39	34,30	,817	2,584
N válido (según lista)	10					

Hombre: 40-49

Estadísticos descriptivos

	N	Mínimo	Máximo	Media		Desv. típ.
	Estadístico	Estadístico	Estadístico	Estadístico	Error típico	Estadístico
Mx1	10	22,04	178,58	107,4030	17,78350	56,23637
Mx2	10	90,37	557,48	280,4940	44,91866	142,04528
Mx3	10	198,22	492,77	354,4050	33,59271	106,22949
Mx4	10	132,40	536,83	335,8030	40,01634	126,54277
Mx5	10	79,36	532,23	279,2920	41,57765	131,48009
Mx6	10	42,00	130,51	82,2750	8,87959	28,07973
Mb1	10	87,15	370,63	224,0930	30,03623	94,98288
Mb2	10	121,66	394,47	249,8490	29,55157	93,45027
Mb3	10	153,27	552,86	340,1260	35,45379	112,11473
Mb4	10	116,16	491,84	330,3490	35,83064	113,30642
Mb5	10	91,88	390,27	235,5200	32,08507	101,46190
Mb6	10	91,91	318,32	240,5230	25,59812	80,94837
Mx_C	10	165,31	506,10	345,1040	34,04598	107,66284
Mx_P	10	84,87	442,15	279,8930	38,85547	122,87180
Mx_M	10	32,02	136,60	94,8390	11,45885	36,23607
Mb_C	10	134,72	466,40	335,2375	32,82094	103,78894
Mb_P	10	116,13	347,92	242,6845	26,37238	83,39680
Mb_M	10	89,53	322,73	232,3080	25,89527	81,88803
Edad	10	40	48	43,90	,912	2,885
N válido (según lista)	10					

Estadísticos descriptivos

	N	Mínimo	Máximo	Media		Desv. típ.
	Estadístico	Estadístico	Estadístico	Estadístico	Error típico	Estadístico
Mx1	10	8,57	178,19	99,3000	21,47461	67,90869

Hombre: 50-59

Mx2	10	82,38	383,57	205,7430	25,28800	79,96767
Hombre: 60-69						
Estadísticos descriptivos						
	N	Mínimo	Máximo	Media		Desv. típ.
	Estadístico	Estadístico	Estadístico	Estadístico	Error típico	Estadístico
Mx1	10	2,43	140,67	61,5370	14,96417	47,32086
Mx2	10	135,31	519,91	328,7390	40,43433	127,86458
Mx3	10	189,97	498,43	381,2010	35,07120	110,90488
Mb5	10	96,40	437,98	272,5480	37,00265	117,01266
Mb6	10	60,37	394,71	198,8700	31,51988	99,67460
Mx_C	10	231,05	469,04	358,2185	25,84834	81,73963
Mx_P	10	134,23	317,49	216,8385	17,75113	56,13400
Mx_M	10	9,73	168,83	101,5665	16,98274	53,70412
Mb_C	10	229,83	515,23	350,6475	31,30231	98,98661
Mb_P	10	107,19	375,54	247,8410	29,50319	93,29729
Mb_M	10	88,00	300,45	184,6500	20,82292	65,84786
Edad	10	52	57	53,90	,547	1,729
N válido (según lista)	10					

Anexo estadístico

Mx4	10	218,38	449,34	335,9890	27,40187	86,65233
Mx5	10	102,49	376,45	258,4460	26,22212	82,92163
Mx6	10	19,15	157,89	88,8200	13,41983	42,43723
Mb1	10	105,00	337,29	196,4380	23,24852	73,51827
Mb2	10	173,17	491,08	305,4450	32,10411	101,52210
Mb3	10	190,98	618,75	412,6800	45,00900	142,33094
Mb4	10	156,57	570,88	373,8480	42,80026	135,34630
Mb5	10	66,83	328,44	252,7780	26,04183	82,35150
Mb6	10	125,91	295,03	205,2680	18,16746	57,45055
Mx_C	10	204,18	473,89	358,5950	29,12403	92,09826
Mx_P	10	120,62	418,89	293,5925	31,98778	101,15425
Mx_M	10	10,79	136,74	75,1785	13,23565	41,85480
Mb_C	10	173,77	579,72	393,2640	41,28793	130,56391
Mb_P	10	120,00	402,74	279,1115	25,58041	80,89236
Mb_M	10	145,47	268,10	200,8530	15,26251	48,26431
Edad	10	60	69	64,20	,964	3,048
N válido (según lista)	10					

Hombre: 70-79

Estadísticos descriptivos

	N	Mínimo	Máximo	Media		Desv. típ.
	Estadístico	Estadístico	Estadístico	Estadístico	Error típico	Estadístico
Mx1	10	26,66	147,69	77,0950	13,88907	43,92110
Mx2	10	106,61	293,30	197,8270	20,38661	64,46813
Mx3	10	215,43	774,98	383,5730	50,87697	160,88712
Mx4	10	182,06	556,46	344,3010	34,39644	108,77110

Mx5	10	81,34	370,35	211,1640	26,91009	85,09718
Mx6	10	12,35	202,83	86,8660	18,64025	58,94565
Mb1	10	33,52	338,29	165,7660	29,59021	93,57246
Mb2	10	83,60	407,13	217,6850	29,84750	94,38607
Mb3	10	288,73	724,47	441,7860	47,48370	150,15665
Mb4	10	188,69	723,48	414,4810	65,43675	206,92916
Mb5	10	90,52	356,28	217,4400	29,04765	91,85672
Mb6	10	45,94	298,17	168,5230	22,07874	69,81910
Mx_C	10	198,75	665,72	363,9370	41,51824	131,29221
Mx_P	10	93,98	322,79	204,4955	21,87376	69,17091
Mx_M	10	40,97	147,72	81,9805	11,66970	36,90283
Mb_C	10	263,65	723,98	428,1335	55,60026	175,82345
Mb_P	10	93,68	381,71	217,5625	27,25002	86,17212
Mb_M	10	97,87	257,72	167,1445	19,15907	60,58631
Edad	10	70	77	73,60	,718	2,271
N válido (según lista)	10					

Mujer: 20-29

Estadísticos descriptivos

	N	Mínimo	Máximo	Media		Desv. típ.
	Estadístico	Estadístico	Estadístico	Estadístico	Error típico	Estadístico
Mx1	10	27,80	300,20	113,9600	26,02354	82,29367
Mx2	10	68,07	365,49	190,2450	30,44250	96,26764
Mx3	10	197,13	429,13	280,7970	26,38825	83,44696
Mx4	10	152,08	411,95	270,6620	33,50419	105,94956
Mx5	10	40,42	339,92	190,1740	28,76327	90,95745
Mx6	10	9,69	240,24	112,7160	24,71674	78,16120
Mb1	10	64,54	363,53	147,3930	26,69376	84,41308
Mb2	10	91,94	289,46	179,4820	22,60387	71,47972
Mb3	10	164,27	458,07	278,9560	31,03089	98,12829
Mb4	10	122,51	433,23	288,1970	30,20830	95,52702
Mb5	10	89,60	249,90	178,5620	17,56416	55,54275
Mb6	10	103,22	306,86	190,6620	22,69080	71,75462
Mx_C	10	183,45	420,54	275,7295	28,90748	91,41348
Mx_P	10	54,25	352,71	190,2095	27,92558	88,30844
Mx_M	10	36,63	257,65	113,3380	21,96475	69,45865
Mb_C	10	143,39	445,65	283,5765	28,95171	91,55335
Mb_P	10	101,70	254,15	179,0220	18,41720	58,24030
Mb_M	10	89,05	335,20	169,0275	21,99484	69,55378
Edad	10	22	28	25,40	,686	2,171
N válido (según lista)	10					

Mujer: 30-39

Estadísticos descriptivos

	N	Mínimo	Máximo	Media		Desv. típ.
	Estadístico	Estadístico	Estadístico	Estadístico	Error típico	Estadístico
Mx1	10	1,18	422,28	138,8360	37,98063	120,10530
Mx2	10	91,78	333,21	178,8890	22,61067	71,50122
Mx3	10	196,68	495,49	306,5250	27,15758	85,87982
Mx4	10	187,50	497,88	337,8140	31,32691	99,06438
Mx5	10	154,64	417,64	210,3400	25,80148	81,59143
Mx6	10	36,02	293,66	122,3620	24,14003	76,33747
Mb1	10	67,25	299,14	175,2270	27,51065	86,99630
Mb2	10	96,92	435,30	226,8130	32,34037	102,26922
Mb3	10	154,18	469,71	295,1040	31,08752	98,30738
Mb4	10	98,45	505,71	279,6250	36,33761	114,90961
Mb5	10	58,40	441,44	242,4270	36,74973	116,21284
Mb6	10	76,68	375,56	194,6490	28,59926	90,43880
Mx_C	10	192,09	496,69	322,1695	27,69071	87,56573
Mx_P	10	123,21	375,42	194,6145	23,11774	73,10471
Mx_M	10	33,12	357,97	130,5990	29,21896	92,39846
Mb_C	10	126,32	487,71	287,3645	32,92409	104,11513
Mb_P	10	77,66	438,37	234,6200	33,22504	105,06681
Mb_M	10	71,97	276,40	184,9380	18,54603	58,64769
Edad	10	30	37	33,30	,955	3,020
N válido (según lista)	10					

Mujer: 40-49

Estadísticos descriptivos

	N	Mínimo	Máximo	Media		Desv. típ.
	Estadístico	Estadístico	Estadístico	Estadístico	Error típico	Estadístico
Mx1	10	12,56	186,81	95,4810	21,17688	66,96716
Mx2	10	144,69	407,84	234,0510	22,68458	71,73495
Mx3	10	252,00	681,44	344,2590	40,96982	129,55795
Mx4	10	194,96	508,82	343,3800	32,76764	103,62039
Mx5	10	111,26	490,00	244,9680	35,57300	112,49169
Mx6	10	29,63	236,64	125,5850	19,24435	60,85597
Mb1	10	148,59	291,13	215,7360	17,22663	54,47539
Mb2	10	123,25	566,71	290,1220	41,51437	131,27998
Mb3	10	117,74	499,90	332,9610	41,69516	131,85168
Mb4	10	160,72	526,25	317,8470	38,46271	121,62976
Mb5	10	144,39	425,90	264,3450	26,21311	82,89314
Mb6	10	79,89	517,12	252,2100	45,51019	143,91587
Mx_C	10	223,48	595,13	343,8195	34,92489	110,44219
Mx_P	10	153,52	448,92	239,5095	27,36243	86,52760
Mx_M	10	21,42	210,46	110,5330	18,79198	59,42545
Mb_C	10	139,23	480,99	325,4040	36,92508	116,76735
Mb_P	10	176,64	496,31	277,2335	31,61074	99,96195
Mb_M	10	114,24	401,40	233,9730	29,55112	93,44886
Edad	10	41	49	45,60	,806	2,547
N válido (según lista)	10					

Mujer: 50-59

Estadísticos descriptivos

	N	Mínimo	Máximo	Media		Desv. típ.
	Estadístico	Estadístico	Estadístico	Estadístico	Error típico	Estadístico
Mx1	10	15,30	175,32	92,6700	16,20929	51,25829
Mx2	10	124,21	369,70	235,7210	29,26575	92,54642
Mx3	10	132,33	414,59	331,1290	31,23141	98,76240
Mx4	10	183,27	434,83	352,3150	23,60242	74,63740
Mx5	10	133,03	446,73	264,3240	32,16406	101,71169
Mx6	10	16,12	136,24	81,9400	12,53234	39,63074
Mb1	10	111,99	277,75	205,9050	16,77164	53,03658
Mb2	10	145,86	481,23	299,9010	30,09923	95,18214
Mb3	10	132,99	551,61	411,6230	36,82277	116,44384
Mb4	10	133,71	515,06	345,1770	36,05649	114,02063
Mb5	10	123,17	366,46	263,8390	26,61145	84,15281
Mb6	10	108,63	368,99	214,3070	24,04702	76,04335
Mx_C	10	157,80	421,78	341,7220	26,19546	82,83732
Mx_P	10	134,85	348,12	250,0225	27,04347	85,51896
Mx_M	10	15,71	145,24	87,3050	13,24730	41,89163
Mb_C	10	133,35	533,34	378,4000	35,51411	112,30547
Mb_P	10	134,52	415,96	281,8700	26,81684	84,80230
Mb_M	10	120,22	277,31	210,1060	17,10411	54,08794
Edad	10	50	57	53,80	,663	2,098
N válido (según lista)	10					

Mujer: 60-69

Estadísticos descriptivos

	N	Mínimo	Máximo	Media		Desv. típ.
	Estadístico	Estadístico	Estadístico	Estadístico	Error típico	Estadístico
Mx1	10	3,43	126,42	33,9500	12,28937	38,86239
Mx2	10	142,11	360,83	204,6090	23,97763	75,82391
Mx3	10	179,77	395,17	271,6050	22,66611	71,67653
Mx4	10	147,88	474,12	270,5340	32,44429	102,59785
Mx5	10	123,63	295,54	192,8560	16,70784	52,83484
Mx6	10	4,90	53,75	33,9660	5,51190	17,43014
Mb1	10	47,10	203,09	137,4460	15,04376	47,57255
Mb2	10	80,37	483,21	181,0260	38,70865	122,40749
Mb3	10	209,73	505,54	318,7950	27,72779	87,68298
Mb4	10	209,62	406,43	304,9370	21,57761	68,23440
Mb5	10	86,16	416,63	209,2400	35,50375	112,27273
Mb6	10	19,32	209,38	125,3240	18,63389	58,92552
Mx_C	10	174,17	434,65	271,0695	26,47308	83,71523
Mx_P	10	132,87	295,73	198,7325	16,68707	52,76915
Mx_M	10	6,28	85,45	33,9580	7,81780	24,72205
Mb_C	10	242,52	455,99	311,8660	22,15857	70,07156
Mb_P	10	83,27	449,92	195,1330	35,83242	113,31207
Mb_M	10	72,49	187,66	131,3850	14,15868	44,77366
Edad	10	60	67	63,60	,702	2,221
N válido (según lista)	10					

Mujer : 70-79

Estadísticos descriptivos

	N	Mínimo	Máximo	Media		Desv. típ.
	Estadístico	Estadístico	Estadístico	Estadístico	Error típico	Estadístico
Mx1	10	,62	199,83	57,3700	19,46694	61,55987
Mx2	10	128,23	374,61	215,0900	25,60597	80,97318
Mx3	10	155,28	355,82	260,8340	24,33788	76,96312
Mx4	10	134,22	486,14	271,2000	33,51692	105,98982
Mx5	10	95,01	261,59	170,5120	19,94589	63,07445
Mx6	10	8,96	151,15	66,2060	14,00267	44,28033
Mb1	10	48,60	241,86	120,4740	18,00132	56,92517
Mb2	10	73,74	407,43	208,8840	31,99150	101,16601
Mb3	10	178,96	412,24	282,6500	28,22552	89,25693
Mb4	10	114,24	454,97	309,6620	38,04357	120,30433
Mb5	10	118,08	353,15	205,3840	24,67516	78,02970
Mb6	10	82,55	260,34	152,8650	18,06038	57,11195
Mx_C	10	144,75	420,98	266,0170	28,32910	89,58449
Mx_P	10	112,45	317,98	192,8010	20,40256	64,51857
Mx_M	10	10,02	146,29	61,7880	14,17646	44,82989
Mb_C	10	146,60	408,44	296,1560	31,37412	99,21367
Mb_P	10	95,91	355,78	207,1340	24,02021	75,95856
Mb_M	10	76,93	230,07	136,6695	14,45333	45,70544
Edad	10	70	76	73,10	,567	1,792
N válido (según lista)	10					

Prueba de muestras relacionadas

Prueba T-student pareada

Estadísticos de muestras relacionadas

		Media	N	Desviación típ.	Error típ. de la media
Par 1	Mx3	325,0734	120	104,46729	9,53651
	Mx4	313,7260	120	101,89007	9,30125
Par 2	Mx2	221,1510	120	97,10009	8,86398
	Mx5	221,0083	120	89,85292	8,20241
Par 3	Mx1	83,6327	120	67,68185	6,17848
	Mx6	83,9021	120	55,88727	5,10179
Par 4	Mb3	332,0400	120	120,78834	11,02642
	Mb4	319,0663	120	121,89338	11,12729
Par 5	Mb2	233,4787	120	100,57305	9,18102
	Mb5	232,2276	120	91,66466	8,36780
Par 6	Mb1	172,7052	120	80,17051	7,31853
	Mb6	191,7233	120	85,23511	7,78087

Correlaciones de muestras relacionadas

		N	Correlación	Sig.
Par 1	Mx3 y Mx4	120	,775	,000
Par 2	Mx2 y Mx5	120	,624	,000
Par 3	Mx1 y Mx6	120	,589	,000
Par 4	Mb3 y Mb4	120	,802	,000
Par 5	Mb2 y Mb5	120	,671	,000
Par 6	Mb1 y Mb6	120	,461	,000

		Diferencias relacionadas					t	gl	Sig. (bilateral)
		Media	Desviación típ.	Error típ. de la media	95% Intervalo de confianza para la diferencia				
					Inferior	Superior			
Par 1	Mx3 - Mx4	11,34742	69,30648	6,32679	-1,18025	23,87509	1,794	119	,075
Par 2	Mx2 - Mx5	,14267	81,29252	7,42096	-14,55157	14,83690	,019	119	,985
Par 3	Mx1 - Mx6	-,26942	56,98610	5,20210	-10,57008	10,03125	-,052	119	,959
Par 4	Mb3 - Mb4	12,97367	76,30272	6,96545	-,81863	26,76596	1,863	119	,065
Par 5	Mb2 - Mb5	1,25108	78,38556	7,15559	-12,91770	15,41987	,175	119	,862
Par 6	Mb1 - Mb6	-19,01817	85,96945	7,84790	-34,55779	-3,47854	-2,423	119	,017

Estadísticos descriptivos

Variable dependiente:Mx-C

Sexo	Media	Desviación típica	N
Hombre	335,3783	98,79171	60
Mujer	303,4212	93,67142	60
Total	319,3997	97,19389	120

Pruebas de los efectos inter-sujetos

Variable dependiente:Mx-C

Origen	Suma de cuadrados tipo III	gl	Media cuadrática	F	Sig.	Eta al cuadrado parcial
Modelo corregido	86815,127 ^a	3	28938,376	3,236	,025	,077
Intersección	1105871,608	1	1105871,608	123,664	,000	,516
Sexo	23756,396	1	23756,396	2,657	,106	,022
Edad	6354,367	1	6354,367	,711	,401	,006
Sexo * Edad	49427,418	1	49427,418	5,527	,020	,045
Error	1037336,590	116	8942,557			
Total	13366092,559	120				
Total corregida	1124151,717	119				

Estimaciones de los parámetros

Variable dependiente: Mx-C

Parámetro	B	Error típ.	t	Sig.	Intervalo de confianza 95%		Eta al cuadrado parcial
					Límite inferior	Límite superior	
Intersección	341,650	38,057	8,977	,000	266,272	417,027	,410
[Sexo=0]	-87,347	53,591	-1,630	,106	-193,491	18,796	,022
[Sexo=1]	0 ^a
Edad	-,778	,734	-1,061	,291	-2,231	,675	,010
[Sexo=0] *Edad	2,426	1,032	2,351	,020	,382	4,470	,045
[Sexo=1] *Edad	0						

Estadísticos descriptivos

Variable dependiente:Mx-P

Sexo	Media	Desviación típica	N
Hombre	231,1777	90,51035	60
Mujer	210,9816	76,93201	60
Total	221,0797	84,25479	120

Pruebas de los efectos inter-sujetos

Variable dependiente:Mx-P

Origen	Suma de cuadrados tipo III	gl	Media cuadrática	F	Sig.	Eta al cuadrado parcial
Modelo corregido	20125,261 ^a	2	10062,630	1,428	,244	,024
Intersección	484665,892	1	484665,892	68,764	,000	,370
Sexo	12197,393	1	12197,393	1,731	,191	,015
Edad	7888,706	1	7888,706	1,119	,292	,009
Error	824640,153	117	7048,206			
Total	6709911,696	120				
Total corregida	844765,414	119				

Estimaciones de los parámetros

Variable dependiente: Mx-P

Parámetro	B	Error típ.	t	Sig.	Intervalo de confianza 95%		Eta al cuadrado parcial
					Límite inferior	Límite superior	
Intersección	187,174	24,978	7,494	,000	137,707	236,641	,324
[Sexo=0]	20,164	15,328	1,316	,191	-10,192	50,520	,015
[Sexo=1]	0 ^a
Edad	,485	,458	1,058	,292	-,423	1,392	,009

Estadísticos descriptivos

Variable dependiente:Mx-M

Sexo	Media	Desviación típica	N
Hombre	77,9479	41,31933	60
Mujer	89,5868	65,99905	60
Total	83,7674	55,13852	120

Pruebas de los efectos inter-sujetos

Variable dependiente:Mx-M

Origen	Suma de cuadrados tipo III	gl	Media cuadrática	F	Sig.	Eta al cuadrado parcial
Modelo corregido	65204,659 ^a	3	21734,886	8,501	,000	,180
Intersección	162487,056	1	162487,056	63,552	,000	,354
Sexo	52677,984	1	52677,984	20,603	,000	,151
Edad	12920,896	1	12920,896	5,054	,026	,042
Sexo * Edad	48763,324	1	48763,324	19,072	,000	,141
Error	296585,830	116	2556,774			
Total	1203827,262	120				
Total corregida	361790,488	119				

Estimaciones de los parámetros

Variable dependiente: Mx-M

Parámetro	B	Error típ.	t	Sig.	Intervalo de confianza 95%		Eta al cuadrado parcial
					Límite inferior	Límite superior	
Intersección	179,253	20,350	8,809	,000	138,949	219,558	,401
[Sexo=0]	-130,069	28,655	-4,539	,000	-186,824	-73,313	,151
[Sexo=1]	0 ^a
Edad	-1,825	,392	-4,652	,000	-2,602	-1,048	,157
[Sexo=0] * Edad	2,410	,552	4,367	,000	1,317	3,502	,141
[Sexo=1] * Edad	0 ^a

Estadísticos descriptivos

Variable dependiente: Mb-C

Sexo	Media	Desviación típica	N
Hombre	337,3118	127,42506	60
Mujer	313,7945	101,20913	60
Total	325,5532	115,18847	120

Pruebas de los efectos inter-sujetos

Variable dependiente: Mb-C

Origen	Suma de cuadrados tipo III	gl	Media cuadrática	F	Sig.	Eta al cuadrado parcial
Modelo corregido	266167,222 ^a	3	88722,407	7,840	,000	,169
Intersección	611071,414	1	611071,414	53,996	,000	,318
Sexo	64002,922	1	64002,922	5,655	,019	,046
Edad	150300,239	1	150300,239	13,281	,000	,103
Sexo * Edad	96600,668	1	96600,668	8,536	,004	,069
Error	1312770,324	116	11316,986			
Total	14297121,265	120				
Total corregida	1578937,546	119				

Estimaciones de los parámetros

Variable dependiente: Mb-C

Parámetro	B	Error típ.	t	Sig.	Intervalo de confianza 95%		Eta al cuadrado parcial
					Límite inferior	Límite superior	
Intersección	293,186	42,813	6,848	,000	208,390	377,982	,288
[Sexo=0]	-143,370	60,287	-2,378	,019	-262,776	-23,964	,046
[Sexo=1]	0 ^a
Edad	,419	,825	,508	,612	-1,215	2,054	,002
[Sexo=0] * Edad	3,391	1,161	2,922	,004	1,092	5,691	,069
[Sexo=1] * Edad	0 ^a

Estadísticos descriptivos

Variable dependiente: Mb-P

Sexo	Media	Desviación típica	N
Hombre	236,5375	79,46679	60
Mujer	229,1688	96,09117	60
Total	232,8531	87,87833	120

Pruebas de los efectos inter-sujetos

Variable dependiente: Mb-P

Origen	Suma de cuadrados tipo III	gl	Media cuadrática	F	Sig.	Eta al cuadrado parcial
Modelo corregido	5856,191	2	2928,095	,375	,688	,006
Intersección	578001,210	1	578001,210	74,059	,000	,388
Sexo	1618,510	1	1618,510	,207	,650	,002
Edad	4227,237	1	4227,237	,542	,463	,005
Error	913133,218	117	7804,557			
Total	7425458,748	120				
Total corregida	918989,409	119				

Estimaciones de los parámetros

Variable dependiente: Mb-P

Parámetro	B	Error típ.	t	Sig.	Intervalo de confianza 95%		Eta al cuadrado parcial
					Límite inferior	Límite superior	
Intersección	211,741	26,284	8,056	,000	159,687	263,795	,357
[Sexo=0]	7,345	16,129	,455	,650	-24,598	39,288	,002
[Sexo=1]	0 ^a
Edad	,355	,482	,736	,463	-,600	1,309	,005

Estadísticos descriptivos

Variable dependiente: Mb-M

Sexo	Media	Desviación típica	N
Hombre	186,7453	70,63435	60
Mujer	177,6832	71,06837	60
Total	182,2142	70,69994	120

Pruebas de los efectos inter-sujetos

Variable dependiente: Mb-M

Origen	Suma de cuadrados tipo III	gl	Media cuadrática	F	Sig.	Eta al cuadrado parcial
Modelo corregido	6523,351 ^a	2	3261,676	,649	,525	,011
Intersección	494787,427	1	494787,427	98,403	,000	,457
Sexo	2476,292	1	2476,292	,492	,484	,004
Edad	4059,665	1	4059,665	,807	,371	,007
Error	588295,876	117	5028,170			
Total	4579063,176	120				
Total corregida	594819,227	119				

Estimaciones de los parámetros

Variable dependiente: Mb-M

Parámetro	B	Error típ.	t	Sig.	Intervalo de confianza 95%		Eta al cuadrado parcial
					Límite inferior	Límite superior	
Intersección	194,762	21,097	9,232	,000	152,981	236,544	,421
[Sexo=0]	9,085	12,946	,702	,484	-16,554	34,725	,004
[Sexo=1]	0 ^a
Edad	-,348	,387	-,899	,371	-1,114	,419	,007

Descriptivos

	N	Media	Desviación típica	Error típico	Intervalo de confianza para la media al 95%		Mínimo	Máximo
					Límite inferior	Límite superior		
Mx-M 20-29	10	53,8405	27,62887	8,73702	34,0760	73,6050	12,95	118,10
30-39	10	60,2825	34,09002	10,78021	35,8960	84,6690	4,02	103,53
40-49	10	94,8390	36,23607	11,45885	68,9173	120,7607	32,02	136,60
50-59	10	101,5665	53,70412	16,98274	63,1489	139,9841	9,73	168,83
60-69	10	75,1785	41,85480	13,23565	45,2374	105,1196	10,79	136,74

Sexo = Hombre

Anexo estadístico

	70-79	10	81,9805	36,90283	11,66970	55,5818	108,3792	40,97	147,72
	Total	60	77,9479	41,31933	5,33430	67,2740	88,6218	4,02	168,83
Mb-C	20-29	10	237,0430	68,48944	21,65826	188,0486	286,0374	162,89	372,52
	30-39	10	279,5455	74,14032	23,44523	226,5087	332,5823	140,18	392,02
	40-49	10	335,2375	103,78894	32,82094	260,9914	409,4836	134,72	466,40
	50-59	10	350,6475	98,98661	31,30231	279,8367	421,4583	229,83	515,23
	60-69	10	393,2640	130,56391	41,28793	299,8642	486,6638	173,77	579,72
	70-79	10	428,1335	175,82345	55,60026	302,3570	553,9100	263,65	723,98
	Total	60	337,3118	127,42506	16,45050	304,3944	370,2292	134,72	723,98

Prueba de Homogeneidad de varianzas

ANOVA

		Suma de cuadrados	gl	Media cuadrática	F	Sig.
Mx-M	Inter-grupos	17603,121	5	3520,624	2,287	,059
	Intra-grupos	83126,816	54	1539,385		
	Total	100729,937	59			
	Inter-grupos	249521,512	5	49904,302	3,804	,005
	Intra-grupos	708470,137	54	13119,817		

	Estadístico de Levene	gl1	gl2	Sig.
Mx-M	1,186	5	54	,328
Mb-C	3,368	5	54	,010
Total		957991,649		59

Pruebas robustas de igualdad de las medias

		Estadístico	gl1	gl2	Sig.
Mx-M	Welch	2,400	5	25,051	,066
	Brown-Forsythe	2,287	5	45,434	,062
Mb-C	Welch	4,224	5	24,881	,006
	Brown-Forsythe	3,804	5	36,921	,007

Pruebas post hoc Subconjuntos homogéneos (t2 de tamhane)

Mb-C

	Edad	N	Subconjunto para alfa = 0.05		
			1	2	3
Student-Newman-Keuls	20-29	10	237,0430		
	30-39	10	279,5455	279,5455	
	40-49	10	335,2375	335,2375	335,2375
	50-59	10	350,6475	350,6475	350,6475
	60-69	10		393,2640	393,2640
	70-79	10			428,1335
	Sig.			,131	,131

Comparaciones múltiples

Variable dependiente: Mb-C

(I) Edad	(J) Edad	Diferencia de medias (I-J)	Error típico	Sig.	Intervalo de confianza al 95%		
					Límite inferior	Límite superior	
Tamhane	20-29	30-39	-42.50250	31.91801	,965	-150.1531	65.1481
		40-49	-98.19450	39.32295	,307	-233.7952	37.4062
		50-59	-113.60450	38.06462	,124	-244.2670	17.0580
		60-69	-156.22100	46.62375	,071	-321.1652	8.7232
		70-79	-191.09050	59.66967	,111	-409.4868	27.3058
	30-39	20-29	42.50250	31.91801	,965	-65.1481	150.1531
		40-49	-55.69200	40.33476	,954	-193.7505	82.3665
		50-59	-71.10200	39.10900	,745	-204.4441	62.2401
		60-69	-113.71850	47.48023	,375	-280.1446	52.7076
		70-79	-148.58800	60.34126	,364	-367.5477	70.3717
	40-49	20-29	98.19450	39.32295	,307	-37.4062	233.7952
		30-39	55.69200	40.33476	,954	-82.3665	193.7505
		50-59	-15.41000	45.35470	1000	-168.2878	137.4678
		60-69	-58.02650	52.74379	,994	-237.1007	121.0477
		70-79	-92.89600	64.56472	,940	-318.2090	132.4170
	50-59	20-29	113.60450	38.06462	,124	-17.0580	244.2670
		30-39	71.10200	39.10900	,745	-62.2401	204.4441
		40-49	15.41000	45.35470	1000	-137.4678	168.2878
		60-69	-42.61650	51.81243	1000	-219.1077	133.8747
		70-79	-77.48600	63.80614	,985	-301.3590	146.3870
	60-69	20-29	156.22100	46.62375	,071	-8.7232	321.1652
		30-39	113.71850	47.48023	,375	-52.7076	280.1446
		40-49	58.02650	52.74379	,994	-121.0477	237.1007
		50-59	42.61650	51.81243	1000	-133.8747	219.1077
		70-79	-34.86950	69.25375	1000	-271.1491	201.4101
	70-79	20-29	191.09050	59.66967	,111	-27.3058	409.4868
		30-39	148.58800	60.34126	,364	-70.3717	367.5477
		40-49	92.89600	64.56472	,940	-132.4170	318.2090
		50-59	77.48600	63.80614	,985	-146.3870	301.3590
		60-69	34.86950	69.25375	1000	-201.4101	271.1491

Sexo = Mujer

Descriptivos

		N	Media	Desviación típica	Error típico	Intervalo de confianza para la media al 95%		Mínimo	Máximo
						Límite inferior	Límite superior		
Mx-M	20-29	10	113,3380	69,45865	21,96475	63,6503	163,0257	36,63	257,65
	30-39	10	130,5990	92,39846	29,21896	64,5011	196,6969	33,12	357,97
	40-49	10	110,5330	59,42545	18,79198	68,0226	153,0434	21,42	210,46
	50-59	10	87,3050	41,89163	13,24730	57,3375	117,2725	15,71	145,24
	60-69	10	33,9580	24,72205	7,81780	16,2729	51,6431	6,28	85,45
	70-79	10	61,7880	44,82989	14,17646	29,7186	93,8574	10,02	146,29
	Total	60	89,5868	65,99905	8,52044	72,5375	106,6362	6,28	357,97
Mc-C	20-29	10	283,5765	91,55335	28,95171	218,0832	349,0698	143,39	445,65
	30-39	10	287,3645	104,11513	32,92409	212,8850	361,8440	126,32	487,71
	40-49	10	325,4040	116,76735	36,92508	241,8737	408,9343	139,23	480,99
	50-59	10	378,4000	112,30547	35,51411	298,0615	458,7385	133,35	533,34
	60-69	10	311,8660	70,07156	22,15857	261,7398	361,9922	242,52	455,99
	70-79	10	296,1560	99,21367	31,37412	225,1828	367,1292	146,60	408,44
	Total	60	313,7945	101,20913	13,06604	287,6494	339,9396	126,32	533,34

Prueba de homogeneidad de varianzas

	Estadístico de Levene	gl1	gl2	Sig.
Mx-M	1,626	5	54	,169
Mb-C	,719	5	54	,612

ANOVA

		Suma de cuadrados	gl	Media cuadrática	F	Sig.
Mx-M	Inter-grupos	65574,066	5	13114,813	3,700	,006
	Intra-grupos	101422,554	54	2544,982		
Pruebas post hoc Subconjuntos homogéneos						
Mx -M						
						,302
				Subconjunto para alfa = 0.05		
	Edad	N	1	2		
Student-Newman-Keuls	60-69	10	33,9580			
	70-79	10	61,7880	61,7880		
	50-59	10	87,3050	87,3050		
	40-49	10		110,5330		
	20-29	10		113,3380		
	30-39	10		130,5990		
	Sig.		,121	,088		

