



VNIVERSITAT DE VALÈNCIA

Facultat de Medicina i Odontologia

Departament d'Estomatologia

Programa de doctorado: 99/2011 Odontología

TESIS DOCTORAL

**DESARROLLO DE MODELOS DE SIMULACIÓN PARA EL
APRENDIZAJE DE TÉCNICAS ENDODÓNTICAS.**

Presentada por:

D^a JESSICA SENA FITO

Dirección:

Prof. Dr. D. Leopoldo Forner Navarro

Prof^a. Dra. D^a. M^a Carmen Llena Puy

Prof. Dr. D. Vicente Martínez Sanjuán

NOVIEMBRE 2016

**DESARROLLO DE MODELOS DE SIMULACIÓN PARA EL APRENDIZAJE
DE TÉCNICAS ENDODÓNTICAS.**

JESSICA SENA FITO

Universitat de València



VNIVERSITATIS VALÈNCIA
Departament d'Estomatologia

Unitat Docent de Patologia i Terapèutica Dentàries

D. Leopoldo Forner Navarro y D^a M^a Carmen Llena Puy, Profesor y Profesora Titulares y D. Vicente Martínez Sanjuán, Profesor Asociado, del Departamento de Estomatología de la Facultad de Medicina i Odontología de la Universitat de València,

hacen constar que,

la tesis doctoral titulada “Desarrollo de modelos de simulación para el aprendizaje de técnicas endodónticas”, presentada por la licenciada D^a Jessica Sena Fito, ha sido realizada bajo nuestra dirección y que reúne las condiciones necesarias para su presentación y defensa.

Lo que firmamos a los efectos oportunos.

Prof. Dr. Forner Navarro Prof^a Dr^a Llena Puy Dr. Martínez Sanjuán

Valencia, 4 de Noviembre de 2016.

Con cariño a mis padres y a mi marido porque sin su apoyo no me hubiera sido posible realizar esta tesis.

Y a todos los que han participado de algún modo para que este proyecto se hiciera realidad.

A mis directores y directora, Dres. Forner Navarro, Llena Puy y Martínez Sanjuán por su paciencia, su dedicación, motivación y criterio. Ha sido un privilegio poder contar con su guía y su ayuda.

Al personal técnico, por su desinteresada ayuda en toda la parte telemática de este trabajo.

A mi marido por su paciencia infinita, su comprensión y su amor incondicional.

A mi hija Emma porque este trabajo ha supuesto restar horas de vida familiar a su lado.

Y especialmente a mis padres por ser los principales promotores de mis sueños, gracias por creer en mí y por acompañarme en el largo y arduo camino que ha supuesto mi formación. Sin ellos esta tesis no habría sido posible.

ÍNDICE

| INTRODUCCION. | Página |
|---|--------|
| 1.- IMPORTANCIA DE LOS MODELOS DE SIMULACION EN LA DOCENCIA | 12 |
| 2.- SIMULADORES DISPONIBLES EN EL ÁMBITO ODONTOLÓGICO | 14 |
| 2.1. Modelos físicos | 16 |
| 2.1.1 SIMULADORES DE PACIENTES COMPLETOS | 16 |
| 2.1.2 MODELOS DE CABEZA Y TORSO PARA MESAS DE TRABAJO Y SILLONES DENTALES | 17 |
| 2.1.3 MODELOS DE SIMULACIÓN DE ARCADAS DENTARIAS | 20 |
| -Modelos para prácticas de odontología conservadora | 21 |
| -Modelos para prácticas de extracciones dentales | 22 |
| -Modelos para prácticas de técnicas de anestesia | 23 |
| -Modelos para prácticas de cirugía | 24 |
| -Modelos para prácticas de peridodoncia | 26 |
| -Modelos para demostraciones y de fase higiénica | 26 |
| 2.1.4 MODELOS DE SIMULACIÓN EN ENDODONCIA | 28 |
| -Simuladores de conductos | 29 |
| -Simuladores de proceso completo | 31 |
| 2.1.5 MODELOS QUE SIMULAN HUESO HUMANO | 32 |
| 2.1.6 MODELOS DE FABRICACIÓN PROPIA | 33 |
| -Modelos para cirugía de creación propia | 33 |
| -Modelos para endodoncia de creación propia | 34 |
| 2.2.- Modelos virtuales | 35 |
| 2.2.1 SIMULADORES VIRTUALES | 35 |
| -Simulaciones por ordenador o mediante pantalla | 35 |
| -Simuladores informáticos integrados | 36 |
| 2.2.2 APLICACIONES A DISPOSITIVOS MÓVILES (APPS) | 38 |
| 2.2.3 REALIDAD AUMENTADA | 38 |
| 3. LA RADIOLOGÍA EN LA EVALUACIÓN DE LA DENSIDAD ÓSEA | 41 |
| 3.1. Introducción a la radiología | 41 |

| | |
|---|-----------|
| 3.1.1 EL TUBO DE RAYOS X | 41 |
| 3.1.2 MODALIDADES DE IMAGEN | 42 |
| -Radiografía simple o convencional. | 42 |
| -Tomografía computarizada. | 42 |
| -Ultrasonidos. | 43 |
| -Resonancia magnética | 45 |
| - Tomografía computadorizada de haz cónico (Cbct) | 46 |
| 3.1.3 RADIOLOGÍA ORAL. | 47 |
| -Técnicas intraorales. | 47 |
| -Técnicas extraorales | 47 |
| 3.2.- Radiología y evaluación de la densidad ósea. | 50 |
| 3.2.1 RADIOLOGÍA CONVENCIONAL Y DIGITAL. | 52 |
| 3.2.2 ABSORCIOMETRÍA RADIOLOGICA DE ENERGÍA. | 56 |
| 3.2.3 TOMOGRAFIA COMPUTADORIZADA. | 59 |
| 3.2.4 RESONANCIA MAGNÉTICA | 62 |
| 3.2.5 ULTRASONIDOS. | 64 |
| 4.- JUSTIFICACIÓN DEL ESTUDIO | 65 |
| 5.- OBJETIVOS | 66 |

METODOLOGÍA

| | |
|---|-----------|
| 1.- PRIMERA FASE DEL ESTUDIO | 72 |
| 1.1- Selección de los materiales de estudio. | 72 |
| 1.2- Confección de las muestras. | 75 |
| 1.3.- Estudio radiográfico de las muestras. | 77 |
| 2.- SEGUNDA FASE DEL ESTUDIO | 82 |
| 3.- TERCERA FASE DEL ESTUDIO | 88 |
| 3.1.-Mediciones sobre ortopantomografías. | 88 |
| 3.2 -Mediciones sobre imágenes de cbct. | 90 |
| 3.3.- Correlación matemática entre los datos en escala de grises de las ortopantomografías y los valores en unidades hounsfield de las cbcts. | 92 |
| 4.- CUARTA FASE DEL ESTUDIO | 94 |

RESULTADOS

| | |
|--|-----|
| 1.- RESULTADOS. | 100 |
| 1.1- Resultados de la primera fase del estudio | 102 |
| 1.2- Resultados de la segunda fase del estudio. | 104 |
| 1.3.- Resultados de la tercera fase del estudio | 106 |
| 1.4.- Resultados de la cuarta fase del estudio. | 117 |
| Discusión de la metodología. | 119 |
| Discusión de los resultados. | 127 |

CONCLUSIONES FINALES

REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

ANEXO1

INTRODUCCIÓN

1.- IMPORTANCIA DE LOS MODELOS DE SIMULACIÓN EN LA DOCENCIA.

Todo aprendizaje clínico requiere una formación preclínica previa en la cual se aprendan las técnicas que posteriormente deberán ser aplicadas sobre los/las pacientes. Es por ello que, en las distintas disciplinas médico-sanitarias, esta formación previa se realiza mediante el uso de simuladores que permiten a los/las estudiantes poner en práctica las diversas técnicas clínicas sin necesidad de entrenarse inicialmente sobre pacientes.

Se ha podido demostrar que el uso de las simulaciones acorta el tiempo necesario para el aprendizaje de las habilidades, especialmente porque se puede repetir el entrenamiento tantas veces como sea necesario hasta adquirir las habilidades entrenadas. Además, las curvas de aprendizaje basadas en la simulación, son mejores que las curvas basadas en el entrenamiento clásico (Vázquez y Guillamet, 2009).

Por otra parte, el entrenamiento basado en la simulación permite que el error se pueda llevar hasta sus últimas consecuencias sin repercusiones reales. El/la estudiante se puede enfrentar a situaciones desafiantes en un ambiente seguro donde el error está permitido y se puede aprender sin dañar al paciente. De hecho se trata de una formación guiada por el error. Los errores son experiencias de aprendizaje y ofrecen grandes oportunidades de mejorar a través del aprendizaje de los mismos (Ziv y Berkenstad, 2008). La capacidad de aprender de los errores se multiplica al observar los errores de otras personas en las mismas condiciones. El entrenamiento basado en la simulación permite corregir la falta de experiencia clínica y los fallos en la coordinación del equipo de profesionales. Es una formación orientada hacia el que aprende, teniendo en cuenta sus necesidades y su ritmo individual. La enseñanza basada en las simulaciones permite el aprendizaje de experiencias prácticas en diferentes tipos de entornos, desde los más simples a los más complejos, desde los más habituales a los menos comunes. La enseñanza basada en las simulaciones permite un retorno en tiempo real de profesores y estudiantes para que puedan reflexionar sobre la acción efectuada, lo cual conlleva una evaluación de tipo formativo. Pero, además, al proveer un

escenario o un entorno educativo estandarizado, reproducible y objetivo permite la evaluación con carácter sumativo (Ziv, 2007). Finalmente, las habilidades adquiridas mediante la simulación son transferibles a la realidad.

Existen diversos estudios publicados que evidencian la eficacia de los simuladores en el aprendizaje preclínico de las disciplinas médicas y concretamente en odontología encontramos algún estudio donde se evalúa, de manera objetiva, la eficacia del simulador de terapéutica endodóntica tradicional para mejorar las destrezas clínicas. En el mismo se demuestra que el uso de simuladores es de gran ayuda como estrategia de enseñanza, arrojando resultados muy positivos en la evaluación del trabajo de aprendizaje en las diferentes fases del procedimiento endodóntico. (Huapaya, 2012).

Queda claro que el uso de simuladores para el aprendizaje preclínico es una necesidad en las disciplinas médicas. Hoy por hoy, la formación dental preclínica se basa principalmente en el uso de simuladores. Pero estos simuladores presentan una serie de limitaciones, es decir, existen situaciones clínicas que no se han podido reproducir de forma fidedigna. Por ejemplo, los simuladores de dientes están hechos de un solo material, por lo que es complicado desarrollar una percepción realista de los diferentes tejidos dentales y resulta difícil para el profesorado hacer una evaluación objetiva del progreso del desarrollo de habilidades.

Es por ello que en la actualidad se están introduciendo nuevas tecnologías, como complemento e incluso alternativa a estos sistemas tradicionales de aprendizaje, de las cuales se hablará más adelante en el texto.

2.- SIMULADORES DISPONIBLES EN EL ÁMBITO ODONTOLÓGICO.

Existen multitud de simuladores en el ámbito odontológico, ya que, junto a la formación teórica que incluye conocimientos generales y específicos sobre las distintas áreas que conforman la odontología, es necesario adquirir unas habilidades prácticas sobre dichas áreas, de modo que permitan su aplicación y desarrollo lo cual es esencial en el ejercicio de la práctica clínica en Odontología.

De esta premisa surge la necesidad de disponer de modelos de simulación que se asemejen, lo más posible, a las condiciones reales.

En el ámbito de la odontología, existen sistemas de simulación muy sofisticados que representan al paciente completo, de los que se hablará más adelante y, también, otros mucho menos sofisticados pero más comúnmente usados, que tratan de adaptarse a la enseñanza en las diferentes áreas de la odontología, como son: los modelos en forma de arcadas dentarias para la realización de prácticas de odontología conservadora o técnicas de higiene; dientes artificiales con diferentes características; modelos específicos para la realización de prácticas de cirugía oral; dispositivos para la realización de prácticas de endodoncia, etc.

Estos modelos están realizados con materiales industriales, como plásticos y siliconas, en los cuales se representa la anatomía de los huesos del maxilar y de la mandíbula y la anatomía dental de cada uno de los dientes. Existen diversos ejemplos que pueden ilustrar la descripción anterior.

A continuación se describirán algunos de los simuladores disponibles en la actualidad en odontología, los cuales pueden clasificarse en: modelos físicos y virtuales (tabla 1).

Tabla 1. Clasificación de los simuladores disponibles en Odontología

| Modelos físicos | Modelos virtuales |
|--|--|
| <p>Simuladores de paciente completo</p> <p>Modelos de cabeza y torso para mesas de trabajo y equipos dentales</p> <p>Modelos de simulación de arcadas dentarias</p> <p>Modelos para realizar obturaciones y reconstrucciones dentales</p> <p>Modelos para la práctica de extracciones dentales</p> <p>Modelos para prácticas de anestesia</p> <p>Modelos para prácticas de cirugía oral</p> <p>Modelos para prácticas de periodoncia</p> <p>Modelos demostrativos y didácticos (anatomía, cuidados orales, etc.</p> <p>Simuladores para endodoncia</p> <p>Modelos que simulan el hueso humano</p> <p>Modelos de fabricación propia</p> | <p>Simuladores virtuales</p> <p>Apps</p> <p>Realidad aumentada</p> |

2.1.- Modelos físicos.

Son simuladores mecánicos, de plástico o sintéticos (modelos o maniqués), para practicar habilidades clínicas básicas. En este apartado se describen los modelos físicos existentes, desde los más generales a los más específicos, por áreas de conocimiento.

2.1.1.- SIMULADORES DE PACIENTES COMPLETOS.

Se trata de representaciones realistas de un/a paciente humano/a. El uso de este tipo de recurso facilita el entrenamiento en habilidades de comunicación y adquisición de competencias fundamentales. Estos modelos se aproximan en gran medida a la realidad, de modo que constituyen un instrumento de transición para enfrentarse a las situaciones clínicas, siendo muy útiles para dar un retorno directo sobre las habilidades desarrolladas por estudiantes. (Cantrell, 2009).

En odontología el uso de este tipo de simuladores está hoy por hoy en desarrollo, ya que el área de trabajo de esta disciplina es la cavidad oral y para ello se usan simuladores más específicos de la zona cefálica. No obstante, ya existen simuladores de este tipo para uso odontológico.

A continuación se describe el robot Simroid (Kokoro, Tokio, Japón), un prototipo de paciente simulada creado para el aprendizaje preclínico en odontología.

Se trata de un robot de entrenamiento dental que fue desarrollado por la Universidad y el Hospital Dental Nippon junto con el fabricante de equipos dentales Morita, a partir de un prototipo presentado por primera vez en 2007. Finalmente el 26 de Junio del 2008, Simroid fue presentado al público en una exposición en Tokio.

Se trata, básicamente, de un robot del tipo de los que se emplean para simulaciones en entrenamientos médicos. Exteriormente tiene la apariencia de una mujer joven. Como respuesta a las manipulaciones de los/las estudiantes mueve las manos y los ojos, además grita, para expresar malestar o dolor. Esto es posible gracias a unos sensores situados en el interior de su boca. Está diseñado principalmente como una herramienta de formación para dentistas,

puede seguir las instrucciones habladas, tal como haría un paciente humano. Presenta un aspecto muy realista, con la piel fabricada de silicona y se puede adaptar la posición del cuello a los requerimientos de quien hace el tratamiento simulado. También lleva un sensor en el pecho, para aprender a no acercar los codos a dicha zona.

Actualmente, la empresa Nissin Dental (Kioto, Japón) tiene comercializado un robot muy semejante a Simroid, llamado Dentaroid, el cual está siendo promocionado mediante un video que se puede ver completo en el siguiente enlace:

<http://www.nissindental.net/es/products/DentalTrainingProducts/Dentaroid/dentaroid/Movie.html>

2.1.2.- MODELOS DE CABEZA Y TORSO PARA MESAS DE TRABAJO Y EQUIPOS DENTALES.

Se trata de dispositivos ampliamente utilizados en las prácticas preclínicas de odontología, ya que supone una simulación del paciente, muy adecuado, pero sin el grado de sofisticación de los robots comentados en el apartado anterior. Básicamente se trata de estructuras que representan una cabeza humana y que van ancladas a mesas o puestos de trabajo dotados de la aparatología necesaria para realizar prácticas como si se tratara de un sillón dental.

La representación de la cabeza humana se hace en dos partes: una parte fija, que corresponde a la parte superior de la cabeza hasta la nariz, y una parte móvil y articulada que se fija a la parte superior, en la cual se colocan los modelos que representan las arcadas dentarias. Estos modelos se fijan a la estructura móvil mediante el uso de unos tornillos que permiten que queden colocados en la posición correcta y que se puedan reproducir los movimientos de oclusión. Generalmente tienen un complemento de silicona que se coloca alrededor de la parte móvil y que simula los tejidos blandos periorales, confiriendo a este simulador un aspecto más cercano a la realidad clínica.

Estos simuladores van montados sobre un eje central que le permite girar hasta 360 grados lo que, junto con los diferentes grados de inclinación de las mandíbulas, permite trabajar en infinidad de posiciones.

Este tipo de simuladores puede ser utilizado en dos posiciones: montado sobre mesas de trabajo en laboratorios para prácticas preclínicas o acoplado a una especie de torso humano, reproducido en silicona, que permita adaptarlo a un sillón dental.

En la figura 1 aparece un ejemplo de estos modelos montados sobre una mesa de trabajo en el laboratorio de prácticas preclínicas de la Clínica Odontológica de la Fundació Lluís Alcanyís de la Universitat de València.



Fig.1 -Modelos de simulación de cabeza para mesas de trabajo.

Existen múltiples variantes de estos equipos de simulación, en la tabla 2, se presentan algunos de ellos junto con las empresas fabricantes.

Tabla 2. Resumen de los simuladores de uso en odontología comercializados en la actualidad

| FABRICANTE | SIMULADOR |
|---|--|
| KAVO Madrid, España | DSE-CLINICAL 5198 http://www.kavo.com/es/unidades-de-simulacion-dental/kavo-dseclinical-5198 |
| | DSE- CLINICAL 5197 http://www.kavo.com/es/unidades-de-simulacion-dental/dseclinical-5197 |
| | DSE- COMPACT http://www.kavo.com/en/dental-simulation-units/dse-compact |
| | DSE-PLUS http://www.kavo.com/es/unidades-de-simulacion-dental/dseplus |
| | ADAM http://www.kavo.com/es/simuladores-de-paciente/simulador-de-paciente-dental-adam |
| | SIMULADORES DE PACIENTE BASICOS http://www.kavo.com/es/simuladores-de-paciente/simuladores-de-paciente |
| COLUMBIA DENTOFORM Long Island city NY, USA | M5BJ https://www.columbiadentoform.com/catalog |
| | M81 https://www.columbiadentoform.com/catalog |
| | MUNC9 https://www.columbiadentoform.com/catalog |
| | TM8 https://www.columbiadentoform.com/catalog |
| SUZHOU VICTOR DENTAL EQUIPAMENT Jiangu, China | SYTPLUS http://www.victordentalequipment.com/products/sytplus-simulator/ |
| | V-SIM 300 http://www.m-shengli.com/En/ProductList.asp?SortID=45 |
| | Y V-SIM 600 http://www.m-shengli.com/En/ProductList.asp?SortID=45 |
| FRASACO DENTAL Tettngang, Alemania | P-6/3 http://www.frasaco.de/es/productos/catalogo-de-productos.html |
| | P-6/3 PRO http://www.frasaco.de/es/productos/catalogo-de-productos.html |
| | P-6/3 PRO HGB http://www.frasaco.de/es/productos/catalogo-de-productos.html |
| EPED DENTAL Kaohsiung city, Taiwan | CDS-100 http://www.eped.com |
| | IRIS www.eped.com |

2.1.3.- MODELOS DE SIMULACION DE ARCADAS DENTARIAS.

Se trata de modelos fabricados con plástico que representan los maxilares humanos. Reproducen la anatomía de los maxilares y sus estructuras asociadas, por tanto están dotados de características anatómicas como línea de Pound y curvas de Spee y de Wilson y son articulables.

Los dientes están fabricados con resina y tienen una numeración para referenciarlos con facilidad. Estos dientes, de ambas arcadas, se relacionan 1 a 2 y tienen cierta movilidad para facilitar el manejo de bandas matrices y cuñas interdentes. Permiten, por medio del sistema de enclavamiento, un cambio de diente rápido con posicionamiento exacto, incluso en caso de modelos montados en la boca de un simulador de cabeza humana. La encía está simulada con PVC suave en color natural.

En general, están destinados a la formación preclínica y continuada en los campos de la odontología preventiva y conservadora, la prostodoncia fija y removible, la odontología infantil y la ortodoncia. (Frasaco 2014).

No obstante, la necesidad de practicar procedimientos clínicos específicos de las diferentes áreas de la odontología, hace que existan también unos modelos específicos para aprender: las técnicas de anestesia, procesos tan complejos como los tratamientos de conductos, las extracciones dentales, la cirugía o la periodoncia, así como para poder practicar las diferentes angulaciones en técnicas de radiología.

En la siguiente tabla se enumeran algunos de los modelos de simulación de arcadas dentarias que existen en la actualidad y la empresa que los comercializa.

Tabla 3. Modelos de simulación de arcadas y sus fabricantes

| FABRICANTE | MODELO |
|--|--|
| ACADENTAL Overland Park KS, USA | REAL T-ENDO http://acadental.com/magento/real-t-endo |
| | MODUPRO-PROS http://acadental.com/magento/modupro-pros |
| | MODUPRO-ONE http://acadental.com/magento/modupro-one |
| | MODUPROENDO http://acadental.com/magento/modupro-endo/modupro-endo |
| FRASACO Tettngang, | ANA-4 http://www.frasaco.de/es/productos/catalogo-de-productos.html |
| KAVO Biberach an der Riss, Alemania | MODELOS BASIC http://www.kavo.com/es/modelos-y-dientes/modelos-basic |
| | MODELOS INFANTILES http://www.kavo.com/es/modelos-y-dientes/odontologia-infantil |
| | MODELOS PERIO http://www.kavo.com/es/modelos-y-dientes/periodontologia |
| | MODELOS KAVO CIRUGIA http://www.kavo.com/es/modelos-y-dientes/cirugia-implantologia |
| | DIENTES MODELO http://www.kavo.com/es/modelos-y-dientes/dientes-de-modelo |

Entre los modelos de simulación para arcadas dentarias, se pueden diferenciar diferentes tipos en función del tipo de habilidades que se pretenden ensayar, a continuación se presentan algunos de ellos.

- Modelos para prácticas de odontología conservadora.

Se trata de modelos que representan las arcadas dentarias, en los cuales los dientes poseen unas características determinadas, que permiten simular diferentes situaciones clínicas que se han de resolver aplicando procedimientos clínicos conservadores: obturaciones, reconstrucciones dentales, tratamientos estéticos, incrustaciones, etc.

Se suele utilizar modelos que tienen los dientes en resina convencional para aprender diversas técnicas como: tallar cavidades para obturaciones o para tallados de diferentes restauraciones protéticas.

Actualmente existen casas comerciales, como por ejemplo Frasaco dental, que comercializan dientes de resina fabricados a demanda del profesorado, en los cuales ya se representan caries socavadas, surcos teñidos o diferentes preparaciones de tallados a voluntad. También existen una serie de dientes especiales como son los dientes fluorescentes, dientes con simulación de esmalte y dentina, con diferenciación de dureza en ambas capas de modo que se puede apreciar la diferencia al trabajar en ellas. Existen también dientes con representación de la pulpa lo cual permite tener en cuenta la proximidad a dicha zona o evidenciar una perforación cameral (Frasaco, 2014).

- Modelos para prácticas de extracciones dentales.

Son modelos creados con unas características específicas en sus materiales que permiten reproducir situaciones clínicas en procesos de exodoncia.

A continuación se describen, brevemente, dos ejemplos de estos modelos empleados en las prácticas preclínicas realizadas en el área de Cirugía Bucal de la Clínica Odontológica de la Fundación Lluís Alcanyís de la Universitat de València.

Ejemplo 1. Modelos de extracción para prácticas iniciales Frasaco A-EM (figura 2).

Realizado en fundición de aluminio, con 32 dientes metálicos (cromo-níquel), empotrados en resina sintética de elasticidad resistente, con placa dorsal, para poder ser posicionados en los simuladores de cabeza.

Las características de la silicona utilizada, para la simulación de la encía, permiten reproducir la resistencia de los tejidos periorales de un paciente real, al realizar las maniobras de luxación con botador para exodoncia. Los dientes son metálicos para evitar roturas (Frasaco, 2014).

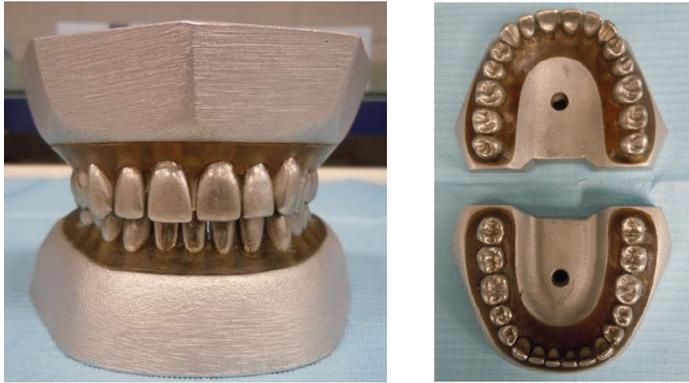


Fig. 2 - Modelo Inicia de extracción (Frasaco dental)

Ejemplo 2. Modelos de extracción para prácticas avanzadas Frasaco A-EK (figura 3)

Realizado en fundición de aluminio, con 32 dientes de resina, empotrados en resina sintética de elasticidad resistente, con placa dorsal. La diferencia con el anterior, además del tipo de dientes, es que las raíces de los dientes se rompen al no luxarse correctamente (Frasaco, 2014).

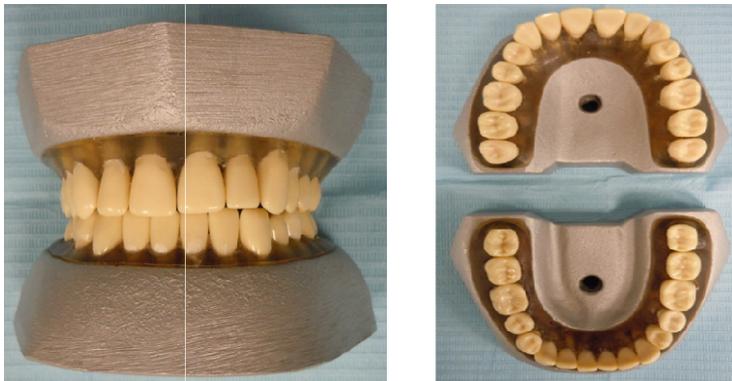


Fig. 3 - Modelo Avanza de extracción (Frasaco Dental)

-Modelos para prácticas de técnicas de anestesia.

Las técnicas de anestesia requieren un aprendizaje previo de la morfología craneal y de la localización de estructuras anatómicas y nervios. Se puede disponer de modelos que representan las arcadas y las ramas mandibulares para facilitar el proceso de aprendizaje de las diversas técnicas anestésicas.

La empresa Frasaco Dental dispone de modelos para este fin, por ejemplo el AG-3 IB (Figura 4), que es una representación del maxilar y de la mandíbula en articulación, fabricado en plástico y que incorpora un circuito microelectrónico integrado, con 3 puntos de contacto en el maxilar, 2 en la mandíbula y 2 en la articulación temporomaxilar. Posee indicación acústica de la inyección correcta (Frasaco, 2014).



Fig. 4 - Modelo anestesia (Frasaco Dental)

-Modelos para prácticas de cirugía

La cirugía es una disciplina muy amplia que requiere el aprendizaje de ciertos procesos complejos, previos a la práctica con pacientes reales. Es por ello que se han desarrollado una serie de modelos que simulan algunos de los procesos en cuestión: para implantología, representando los maxilares edéntulos o parcialmente edéntulos en resina dura, con un recubrimiento blando de encía rosa; reproducciones de fracturas óseas mandibulares, caninos ectópicos, dientes afectados por granulomas en los que hay que realizar apicectomías y los que permiten simular la realización de intervenciones como las elevaciones de seno. Se han desarrollado, incluso, modelos que reproducen diferentes durezas óseas, los cuales serán explicados con mayor profundidad en el apartado de "Modelos de simulación ósea" (Frasaco, 2014).

Además de la ya citada empresa Frasaco Dental, existen otras que también disponen de modelos de este tipo como: Bone models (Castellón, España), Selmodels (Barcelona, España) o Kavo Dental (Madrid, España).

Concretamente, Kavo Dental dispone de un modelo que es utilizado en este ámbito, fabricado con un material de espuma dura con una estructura similar al hueso y una encía blanda, que se puede cortar y suturar. Los dientes están colocados en posiciones y/o angulaciones típicas que simulan situaciones clínicas que requieren tratamiento quirúrgico. Se pueden realizar de forma realista tratamientos quirúrgicos como: hemisección y amputación radicular, resección, osteotomía, colocación de implantes unitarios en el sector anterior, etc.

Los modelos desdentados de implantología muestran el conducto del nervio dentario inferior, así como los senos paranasales en el maxilar superior. De la misma forma se pueden utilizar para la realización de prótesis completas sobre implantes. Los dientes están compuestos por una corona de resina y raíz natural. Las estructuras óseas están realizadas con silicona y la encía está fabricada en PVC de color rosado, lo cual permite que se pueda cortar y suturar (Frasaco, 2014). La figura 5 ilustra un ejemplo.



Fig. 5 - Modelo cirugía KaVo

-Modelos para prácticas de Periodoncia.

Para esta disciplina también existen modelos de trabajo preclínico, una vez más los encontramos de la mano de Frasco Dental y Bone Models. En este caso se trata de modelos de representación de los maxilares, con dientes de resina montados con encía que representan diferentes grados de periodontitis . Además, disponen de unos productos que simulan el sarro y que pueden ser aplicados sobre los modelos y así poder practicar las técnicas de raspado radicular (Frasaco, 2014).

-Modelos para demostraciones.

Existen modelos que son representaciones de dientes o de estructuras orales aumentadas de tamaño en las cuales se representan diversas estructuras anatómicas o patologías que quieren ser mostradas con detalle. En las siguientes imágenes se muestran algunos ejemplos de estos modelos:



Fig. 6 Modelo ilustrativo (Frasaco dental)

Por otro lado, existe lo que se conoce como modelos estándar, estos son los más básicos y los más comúnmente utilizados. Son la representación de las arcadas dentarias y de los dientes.

Se usan tanto a nivel explicativo como para enseñar técnicas de higiene oral o para demostraciones de tipos de aparatos de ortodoncia. Se pueden encontrar tanto para dentición permanente como para dentición temporal. A continuación

se describen dos ejemplos de modelos básicos en dentición permanente y temporal de Frasco Dental.

Los modelos ANA-4 (Figura 7). Modelo de trabajo correspondiente a una dentadura natural de persona adulta cuya base está fabricada en plástico. Consta de maxilar y mandíbula con sus correspondientes 28 dientes siguiendo las características anatómicas reales. Estos dientes están fijados firmemente en el modelo mediante tornillos y permiten una oclusión céntrica con unos puntos de contacto fisiológicos y naturales. La encía está fabricada con silicona elástica rosada y es recambiable. Además, el modelo consta de una placa dorsal metálica con rosca para atornillar o fijar mediante placa magnética en los modelos de prácticas con forma de cabeza del mismo fabricante. El uso principal de este modelo es para prácticas en odontología preventiva, odontología conservadora y prostodoncia (Frasaco, 2014).



Fig. 7 - Modelo dentado (Frasaco dental)

El modelo AK6/2 de Frasco para dentición temporal se muestra en la figura 8. Se trata de un modelo muy semejante al anterior pero con simulación de dientes temporales. Está compuesto por maxilar y mandíbula con dentadura mixta que incluye los 20 dientes temporales y los 4 primeros molares permanentes. Los dientes están atornillados a la base (Frasaco, 2014).



Fig. 8 - Modelo de dentición temporal (Frasaco dental)

2.1.4.- MODELOS DE SIMULACIÓN EN ENDODONCIA.

Los tratamientos endodónticos implican procedimientos clínicos que requieren la realización de distintas etapas terapéuticas, cada una de las cuales debe ser aprendida y controlada para que el tratamiento de un buen resultado. Es evidente, por tanto, la necesidad de disponer de sistemas que permitan la realización de prácticas preclínicas de esta disciplina.

Los dispositivos ideales para este entrenamiento deberían permitir realizar las diferentes maniobras del proceso de conformación y obturación de los conductos radiculares: acceso a los conductos con limas, comprobación de la longitud de trabajo mediante los localizadores de ápices, preparación biomecánica y obturación de los conductos, y todo ello debería poder ser comprobado mediante radiografías, ya que gran parte de estas maniobras no son totalmente visibles de forma directa.

Actualmente, las prácticas preclínicas endodónticas se realizan, comúnmente, utilizando dientes humanos naturales, extraídos y colocados sobre algún tipo de soporte que permita su mejor manipulación.

Comercialmente existen diferentes dispositivos encaminados a facilitar el aprendizaje preclínico de esta materia que serán explicados con mayor detalle más adelante en el texto.

Hay dispositivos que simulan curvaturas con la finalidad de recrear las formas que pueden adoptar los conductos radiculares y permitir así realizar pruebas de

distintos sistemas de conformación y obturación de conductos. También están disponibles dientes realizados en plástico transparente, con conductos simulados en su interior para realizar sobre ellos los procedimientos del tratamiento de endodoncia, así como soportes para dientes extraídos, como se describirá seguidamente, que lo que pretenden es permitir la colocación del diente extraído en una posición adecuada para el trabajo, permitir el uso del localizador electrónico de conductos y realizar las radiografías necesarias sobre esos dientes.

Además de los sistemas comercializados, las necesidades no cubiertas por los mismos, han llevado a la "autoconfección" de soportes para dientes extraídos con los que poder realizar este tipo de prácticas, un ejemplo de lo cual se explicará más adelante, en el apartado de modelos de creación propia para endodoncia.

-Simuladores de conductos.

Son dispositivos fabricados en resinas o metacrilato transparente en cuyo interior está simulado un conducto radicular. Su uso principal es para testar sistemas de preparación y de obturación de conductos, con diversas angulaciones. En estos momentos se pueden encontrar diversos modelos de este tipo.

Un ejemplo es el ETS trainer (Acadental, Kansas City, USA). Son unos cubos de metacrilato transparentes que reproducen la posible forma de un conducto radicular. Los hay con diferentes curvaturas, sencillas y dobles, e incluso con angulaciones muy extremas que sirven, en determinados casos, para testar la flexibilidad de los instrumentos. No reproducen la anatomía de los conductos. Generalmente, están encaminados a ensayos preclínicos de técnicas de instrumentación y obturación de los conductos (Acadental, 2013) (Figura 9).

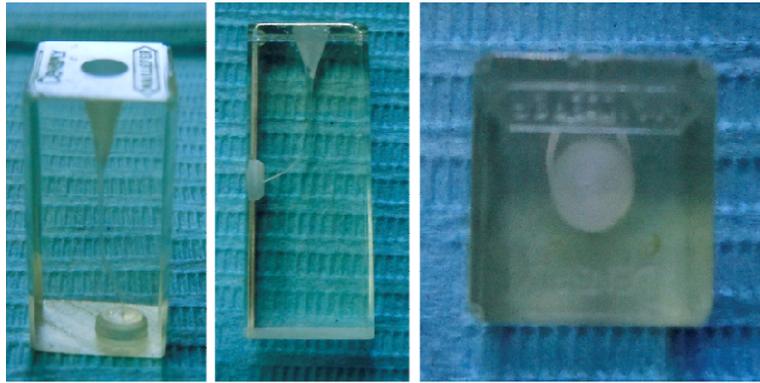


Fig. 9 - Cubos de metacrilato transparente con un conducto curvo simulado en el interior

Otro ejemplo es el Real-T Endo Series (Acadental, Kansa City,USA). Se trata de dientes de diferentes tipos: incisivos centrales, primeros premolares y primeros molares maxilares, fabricados con resina y cuyas raíces son transparentes, permitiendo así realizar distintos procedimientos y ver el resultado de la obturación de los conductos. Se pueden colocar sobre el modelo de arcada Modu ProEndo (Acadental, Kansa City, USA), lo cual permite realizar el tratamiento endodóncico en un simulador de paciente.

En la figura 10 se puede ver un molar de este sistema.

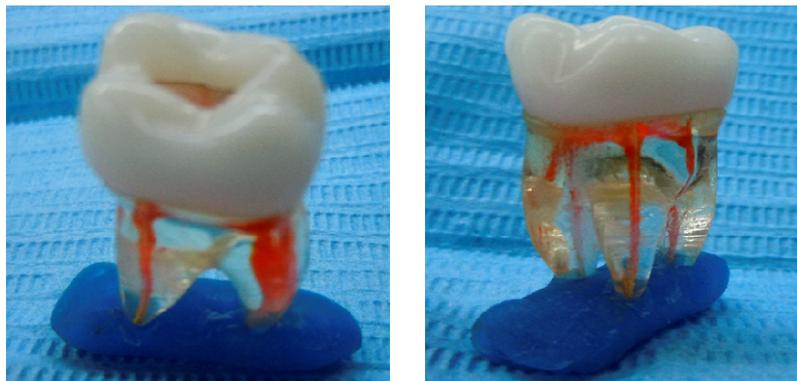


Fig.10 - Primer molar maxilar de resina con raíces transparentes

-Simuladores de proceso completo.

Se trata de dispositivos que permiten simular el proceso de un tratamiento endodóntico completo. Es decir, son dispositivos que permiten posicionar dientes reales o de resina en una posición fija, adecuada para realizar sobre ellos la terapéutica. Permiten también el uso de localizadores de ápices así como la realización de radiografías.

Un ejemplo de ello es el Modupro Endo (Acadental, Kansa City,USA). Se trata de un modelo de arcada que está dividido en sextantes, para que puedan separarse los segmentos del modelo general, facilitando así la realización de radiografías. Incluye sus propios materiales de montaje (Acadental, 2013).

Otro ejemplo es el sistema Protrain (Maillefer, Ballaigues, Suiza). Se trata de un dispositivo de plástico duro que permite bloquear todo tipo de dientes humanos extraídos mediante unas agarraderas intercambiables de distinto tamaño.

Permite utilizar el localizador de ápices ya que tiene un gel conductor que simula el periodonto en el cual se pueden sumergir las raíces de los dientes. Además consta de una ranura donde se puede colocar la placa radiográfica y realizar así las proyecciones radiográficas necesarias (Figura 11).



Fig.11 - Sistema Protrain

2.1.5.- MODELOS QUE SIMULAN EL HUESO HUMANO.

Como ya se ha comentado, la empresa Frasaco Dental dispone de una amplia gama de productos que simulan el hueso humano mandibular para realizar prácticas de cirugía. Esta casa comercial cuenta con unas placas de forma rectangular, con unas dimensiones de 100 x 50 mm y 17 mm de espesor, fabricadas en un material especial similar al hueso humano correspondiente a la clasificación de dureza ósea D2, D3 y D4 que se utilizan para los primeros ejercicios de fresado (Frasaco,2014).

Con el material descrito para las placas anteriores, existen distintos tipos de modelos con forma de arcadas que pueden utilizarse para ejercicios de prótesis completa y también para realizar los primeros ejercicios de implantes en material similar al hueso humano con un soporte anatómico.

Gracias a este material similar al hueso, la formación implantológico-quirúrgica cuenta con multitud de modelos de simulación de modo que todas las intervenciones relevantes de la implantología dental pueden practicarse con los modelos A-J F de la mencionada empresa (Frasaco, 2014).

Asimismo, la casa comercial Frasaco dental dispone también de modelos para intervenciones en los senos maxilares fabricados con un material que reproduce las propiedades físico-mecánicas del hueso alveolar humano. De esta forma es posible realizar prácticas en condiciones realistas de resistencia y presión de trabajo, además de permitir realizar incisiones y técnicas de sutura.

Para reparar los modelos anteriormente comentados tras realizar sobre ellos las prácticas correspondientes, esta casa comercial dispone de un material de reparación similar al hueso. Se trata de una sustancia ósea artificial, es decir, es una mezcla de componentes que permiten generar una pasta que reproduce las condiciones de dureza del hueso humano (Frasaco, 2014).

Como se puede apreciar en lo anteriormente comentado, los materiales de simulación ósea existentes no presentan referencias sobre la radiodensidad del hueso.

2.1.6.- MODELOS DE FABRICACIÓN PROPIA.

En disciplinas complejas como son la cirugía y la endodoncia, hay una serie de prácticas que necesitan simulaciones más específicas y los simuladores comercializados no abarcan esa especificidad. Es por ello que en las facultades de odontología hay algunos ejemplos de simuladores creados *ad hoc* para cubrir esas carencias con las que se encuentran ante los simuladores comercializados. Algunos ejemplos se describen a continuación.

-Modelos para cirugía de creación propia.

En el Departamento de Estomatología de la Facultad de Medicina y Odontología de nuestra universidad se confeccionan unos modelos de resina que representan el maxilar y la mandíbula, recreando situaciones de necesidad quirúrgica como: la presencia de caninos incluidos, cordales incluidos, etc., y que los modelos existentes no ofrecen.

Las figuras 12a y 12b representan estos modelos.



Fig. 12a -Modelos maxilar y mandibular en resina de barco.

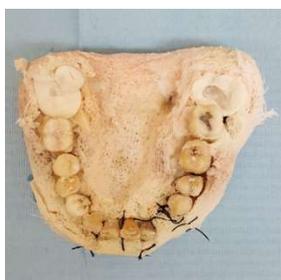


Fig.12b -Modelos recubiertos de gasa y silicona transparente para simular tejidos blandos.

-Modelos para endodoncia de creación propia.

Además de los modelos de simulación y demás dispositivos anteriormente mencionados, en nuestro centro se confeccionan soportes para dientes extraídos. Se suelen realizar con mezclas de serrín y escayola (KerrHawe SA, Italia) en diferentes proporciones, colocadas en cubiletes que permiten posicionar los dientes extraídos, uno a uno o en pequeños bloques de varios dientes, e incluso simular rarefacciones apicales colocando cera (Zhermack, Rovigo, Italia) alrededor de la porción radicular apical. Mediante estos procedimientos se trata de conseguir soportes resistentes, pero con una radioopacidad que permita realizar proyecciones radiológicas, simulando las características visuales del hueso de los maxilares en las imágenes radiológicas.

Al revisar la bibliografía solo se encuentra una publicación sobre modelos de fabricación propia (Arroyo, 1998) en la cual se plantea la confección de un tipodonto para la docencia de pregrado usando materiales e instrumental clínico fácilmente disponible. El modelo propuesto tiene dientes naturales y de resina, simulación de la encía libre y adherida, del ligamento periodontal e incluso de dientes incluidos. En el ámbito de la endodoncia, con este modelo, se pueden realizar las técnicas radiológicas correctamente, consiguiendo una cierta radioopacidad para la realización de los tratamientos de conductos. Además, el pegamento de silicona que se coloca alrededor de las raíces dentarias, simulando el espacio periodontal, proporciona el tacto manual para el reconocimiento de las sobreextensiones de las limas.

Una vez revisados los modelos físicos existentes, se puede concluir que los modelos comercializados se van adaptando a las necesidades de aprendizaje requeridas por los alumnos. No obstante siguen existiendo carencias que abocan a los estudiantes a fabricar sus propios modelos, los cuales cumplen las necesidades para las que han sido creados, pero, siguen sin tener en cuenta diversos aspectos importantes en la realización de procesos terapéuticos como la densidad radiológica del hueso.

2.2.- Modelos virtuales.

Se trata de modelos de simulación basados en la utilización de ordenadores con el *hardware* y el *software* necesarios para aumentar el realismo de la simulación.

El desarrollo de modelos de realidad virtual es un hecho en la actualidad. Existen multitud de publicaciones recientes sobre los modelos virtuales que se están desarrollando hoy en día en el campo de la odontología.

Los artículos en este sentido tratan sobre diferentes temáticas dentro del desarrollo virtual.

Hay artículos que muestran una visión general de los sistemas de realidad virtual desde sus inicios hasta la actualidad como por ejemplo el artículo de Dutã (2011) que concluye que los modelos de realidad virtual son el siguiente paso en la evolución de las técnicas de aprendizaje preclínico en odontología y propone seguir investigando y creando nuevas herramientas, que convivan con los modelos físicos existentes, para la mejora del proceso de aprendizaje en odontología.

También hay artículos sobre modelos específicos creados con sistemas virtuales (Hernández, 2015).

Cabe mencionar la creación de un nuevo sistema de realidad aumentada para el aprendizaje preclínico, el cual se tratará con mayor detalle más adelante en el texto. Ésta es una línea de investigación que está en pleno desarrollo (Phattanapon, 2010).

2.2.1.- SIMULADORES VIRTUALES.

Dentro de éste grupo hay dos grandes tipos de simuladores: los basados en simulaciones por ordenador o mediante pantalla y los integrados con sistemas informáticos.

-Simulación por ordenador o mediante pantalla.

Se trata de modelos que constan de programas informáticos no interactivos y programas interactivos complejos. Se pueden utilizar en todo tipo de

enseñanzas tanto en ciencias básicas como clínicas. Permiten el aprendizaje de conocimientos, de razonamiento clínico e implementan la capacidad de decidir. Las ventajas del uso de estos simuladores respecto al uso de pacientes reales es considerable ya que se pueden cometer errores sin consecuencias , se pueden ver todo tipo de patologías y además se puede obtener una retroalimentación de conocimientos y habilidades. En la actualidad existe una gran cantidad de programas de simulación en los campos de la enseñanza de la medicina (Pales y Gomar, 2010).

-Simuladores informáticos integrados.

En Odontología, están emergiendo como alternativa a los modelos físicos éste tipo de simuladores, ya que además de demostrativos permiten el entrenamiento preclínico.

Se trata de recrear al máximo la realidad de la clínica odontológica mediante programas de ordenador. Actualmente se está trabajando en esta línea y se está avanzando mucho en la tecnología aplicada a este campo, lo que permite tener mayor control sobre el proceso de aprendizaje. (Forner, 2011)

A continuación, se describen algunos ejemplos de especial relevancia en el ámbito de la odontología, que ya son una realidad en facultades y centros de entrenamiento preclínico en la formación posgraduada.

SIMODONT DENTAL TRAINER (Moog.Inc.,NY, USA).

Es un completo sistema de entrenamiento dental que permite incrementar las habilidades y facilita en gran medida la tarea de enseñanza. Además, permite evaluar la evolución del aprendizaje. Proporciona la posibilidad de poner en práctica multitud de procedimientos dentales en un ambiente virtual con un alto nivel de sensibilidad motriz.

Simula una variedad de situaciones de enfermedades dentales que garantiza obtener una formación adecuada antes de iniciar el trabajo clínico.

Ha sido especialmente diseñado para enseñar a los estudiantes cómo manipular los instrumentos de una manera realista. El uso de la realidad virtual puede reducir el coste de la formación.

Permite la manipulación de los instrumentos ejerciendo una presión y fuerza realista mediante un sensor de fuerza. (Moog, 2016)



Fig.13 – Unidad de trabajo, operador trabajando y detalle de la pantalla de trabajo del Simodont Dental Trainer

Este sistema de simulación está avalado por un estudio realizado en la Universidad de Ámsterdam donde se estableció que el aprendizaje con este equipo era tres veces más eficaz que con los sistemas convencionales (M.Ind. Newsletter, 2012).

Además esta herramienta está en uso en varias universidades como por ejemplo la Universidad Complutense de Madrid donde se ha creado un proyecto de Innovación y Mejora de la Calidad Docente, cuyo objetivo principal es evaluar la adquisición de habilidades y analizar la progresión de los alumnos de Odontología, utilizando este simulador (Vera, 2015).

KOBRA VIRTUAL SIMULATOR (Forsslund Systems, Suecia).

Este simulador está centrado en la formación de la cirugía oral y su característica más destacada es que ofrece un sistema de retroalimentación muy avanzado que permite al usuario sentir la eliminación de las estructuras óseas cuando se coloca en la zona donde visualmente las está localizando (Forsslund, 2014).

VOXEL-MAN DENTAL SIMULATOR (Voxel-Man, Hamburgo, Alemania).

Se trata de un simulador dental en el que los dientes y los instrumentos están modelizados en alta resolución, lo que permite visualizarlos en una pantalla en 3D.

Al igual que el anterior este simulador consta de una pieza de mano representada por un dispositivo de retroalimentación de fuerza que permite notar las diferencias de tacto al trabajar sobre esmalte, dentina, pulpa ó tejido carreado (Voxel-Man, 2014).

SISTEMA EASY TECH-EASY LEARN (Saratoga dental, Pordenone, Italia).

Este sistema consta de dos elementos: El primero consiste en una aplicación que permite la transmisión de vídeo desde el escritorio del docente a todos los escritorios conectados y también ver las imágenes de la cámara en la unidad de cada estudiante y supervisar sus movimientos y su aprendizaje. El segundo elemento se trata de un sistema de simulación virtual que contiene ejercicios pregrabados, lo que facilita el autoaprendizaje de los alumnos.

2.2.2.- APLICACIONES A DISPOSITIVOS MOVILES (APPS)

Actualmente existen multitud de Apps en el ámbito de medicina e incluso específicas de odontología. Dichas Apps pueden estar orientadas hacia el profesional, como por ejemplo el IMedimecum (Medimecum, 2014) o hacia el paciente, con la finalidad de explicar a través de imágenes el desarrollo de una enfermedad ó el tratamiento a realizar con por ejemplo con la aplicación DDS GP (California, USA).

2.2.3. REALIDAD AUMENTADA.

Actualmente, existen una serie de nuevas tecnologías para transmitir conocimientos y adquirir habilidades, más atractivas para las nuevas generaciones de estudiantes, Una de estas tecnologías es la realidad aumentada (RA), que permite la superposición de objetos virtuales sobre el mundo real. Este concepto fue utilizado por primera vez en el año 1992 por Tom Caudell, investigador de la empresa Boeing. Sin embargo, no se le otorgó una definición oficial hasta el año 1997, cuando se definió como una variación de la realidad virtual (RV), asignándole tres características principales (Azuma, 1997): combinación de realidad y virtualidad, interacción en tiempo real y registro tridimensional.

Hay publicaciones en las que se destaca la importancia del desarrollo de proyectos en las Facultades de Medicina y de Odontología para introducir esta nueva tecnología (Suebnuarn, 2010) incluso algunos trabajos evalúan la aceptación por parte de los estudiantes de estas nuevas metodologías (Espejo, 2015).

Respecto a aplicaciones concretas en la docencia dentro del ámbito de la salud dental, se ha utilizado en la formación de higienistas y protésicos dentales (Folguera, 2013; Folguera, 2015), en el área de la cirugía oral y maxilofacial-ortognática, de implantes (Shuhaiber, 2004), en el ámbito de la ortodoncia para el posicionamiento de brackets (Aichert, 2012) o en el de la endodoncia, con una herramienta de vídeo optimizado que detecta los orificios de acceso a los conductos radiculares para clasificar automáticamente los dientes en función del número de conductos que presentan (Bruellmann, 2013).

En el área de la Operatoria Dental, en la Facultad de Medicina y Odontología de la Universitat de València (España), la RA se ha implementado en la docencia de la asignatura de Patología Dental, Odontología Conservadora y Endodoncia I. Uno de los objetivos específicos de las prácticas preclínicas de esta materia es el aprendizaje de la realización de las cavidades terapéuticas de Clase I y II de Black. La realización de estas cavidades requiere el cumplimiento de una serie de requisitos estrictos para dar apoyo, resistencia, retención y estabilidad al material de obturación, la malgama de plata en este caso, y la comprensión de dichos requisitos está muy relacionada con el desarrollo de la visión espacial o el cálculo de dimensiones. Todo ello hace que esta situación sea un buen punto de partida para el estudio de la RA como herramienta docente en Operatoria Dental.

Por otra parte, se trata de en una nueva tecnología que puede resultar atractiva para los/as estudiantes y motivarles en el estudio (Esteve, 2015).

Tras este repaso sobre los simuladores que existen en la actualidad para la realización de prácticas preclínicas, queda evidenciado la falta de soportes que permitan reproducir las características de la radiodensidad combinada de las raíces dentales con el hueso humano, con el fin de reproducir sus características y hacer más cercano a la realidad el entrenamiento preclínico del estudiante en el ámbito de la endodoncia, dado que no tenemos constancia de ningún modelo, material o soporte que cumpla este requisito.

Para poder evaluar la radiodensidad del hueso que debería usar un modelo de entrenamiento y la de los materiales que puedan simularlo, es necesario hacer una breve introducción desde el punto de vista de la radiología aplicada a la endodoncia.

3. LA RADIOLOGÍA EN LA EVALUACIÓN DE LA DENSIDAD ÓSEA.

3.1. Introducción a la radiología

La radiología es la ciencia que estudia las radiaciones ionizantes. Este concepto general se constituye de tres conceptos que hay que conocer: El radiodiagnóstico que estudia el uso diagnóstico de los rayos X, la oncología radioterápica, también conocida como radioterapia, que se encarga del estudio del uso terapéutico de las radiaciones ionizantes y la medicina nuclear que trata del uso diagnóstico y terapéutico de los isótopos radiactivos no encapsulados. Por otro lado, cabe destacar el ámbito de la radio protección, disciplina que se encarga de proteger a pacientes y a personal sanitario de los daños de la radiación y el de la radiobiología, que estudia la acción biológica de las radiaciones (White P, Ed. actual).

Los rayos X son fotones cuyas energías se distribuyen a lo largo de un espectro continuo (Whaites, 2008).

3.1.1- EL TUBO DE RAYOS X.

Para la producción de rayos X es necesario dotar a un haz de electrones de una elevada energía cinética y hacerlo impactar contra un blanco de tal modo que el haz de electrones pierda su energía dando lugar a radiación electromagnética en la gama de la radiación X. Los fotones que se van a generar pueden ser debidos al frenado de los electrones (radiación de frenado) o a la emisión de radiación característica por parte del blanco (RX característicos). El primer objetivo que se ha de conseguir en el tubo es el de disponer de un haz de electrones y acelerarlo a energías altas. Para ello, se dispondrá de un filamento (emisor de electrones) y de un blanco (un metal de elevado número atómico) contra el que impactarán los electrones, y se establecerá una diferencia de potencial suficientemente alta para dotar a los electrones de alta energía cinética (Urzúa, 2005).

3.1.2- MODALIDADES DE IMAGEN.

Con la llegada de los rayos X y su desarrollo técnico se han incorporado a la práctica clínica diversas formas o modalidades de obtener imágenes para el diagnóstico. Entre ellas cabe señalar las que siguen.

-Radiografía simple o convencional.

Esta modalidad se refiere a la obtención de las imágenes con los métodos clásicos, es decir sin utilizar sistemas informáticos (al menos para la adquisición, aunque luego sí se utilice para la reconstrucción). Normalmente se trata de un haz de rayos X que emerge del tubo y atraviesa un cuerpo, del que sale la radiación emergente, que alcanza la película o el detector, luego se obtiene la imagen. Esta modalidad ha sido la más utilizada en el radiodiagnóstico hasta la aparición de nuevas tecnologías.

Posteriormente ampliaremos esta modalidad de imagen, centrándonos en el área oro-facial (Pasler, 2007).

-Tomografía computarizada.

En la década de los 70 del pasado siglo se desarrolló, gracias a la aportación técnica de la informática, una nueva modalidad de imagen: la tomografía computadorizada (TC). Hoy en día los avances técnicos han permitido adquirir las imágenes desde cualquier plano del espacio y no sólo en el axial como en sus inicios, de modo que la terminología que se utiliza para referirse a esta modalidad de imagen es la de tomografía computadorizada (TC) (Iannucci, 2012).

La TC es una tecnología para diagnóstico con imágenes que utiliza un equipo de rayos X especial para crear imágenes transversales del cuerpo.

Un haz de rayos X colimado atraviesa al paciente mientras todo el sistema realiza un movimiento circular. Se mide el haz atenuado remanente y los valores se envían a un ordenador, éste analiza la señal recibida por el detector, reconstruye la imagen y la muestra en un monitor. (Jaju, 2003).

Existen dos tipos de TC: la convencional, para la cual el aparato está dotado de un sistema de rotación constante y la helicoidal o matricial, para la que se combinan a la vez el movimiento rotatorio del tubo y el movimiento de desplazamiento de la mesa durante el barrido, con lo que se consigue una adquisición volumétrica. De este modo la técnica helicoidal se convierte en una muy buena herramienta de trabajo ya que no produce discontinuidad entre cortes (volumen), las exploraciones son de corta duración, posibilita la reconstrucción multiplanar de imágenes, permite una reconstrucción tridimensional de excelente calidad y además posibilita la realización de estudios vasculares (angio-TC) (Urzúa, 2005).

Básicamente, el inconveniente de la TC radica en que se emite “más radiación” que con la técnica convencional por eso es necesario valorar el balance riesgo/beneficio. Pero aun así, tras multitud de estudios sobre el tema y con el avance de las tecnologías, que han conseguido que la dosis de radiación de la TC sea muy similar a la de la radiología convencional, la TC resulta la técnica de elección para el estudio del hueso, así como para estudios vasculares ya que permite tener mejor relación calidad/ resolución de las imágenes (Pasler, 2007).

-Ultrasonidos.

A diferencia de la radiología convencional y de la TC, la ecografía tiene una característica particular: no utiliza radiación ionizante, sino un haz de ultrasonidos. Las imágenes ultrasonográficas son las que se obtienen durante la realización de las exploraciones ecográficas.

La ecografía es una técnica que, basándose en el efecto piezoeléctrico de algunos cristales, permite conseguir imágenes del interior del organismo tras la emisión de un haz de ultrasonidos. Este haz es emitido por medio de un elemento que recibe el nombre de transductor y que actúa simultáneamente como emisor y receptor de las ondas ultrasónicas.

De manera muy elemental, el efecto piezoeléctrico consiste en la transformación de la energía eléctrica en ultrasonidos durante la emisión de estos o bien en la transformación de los ultrasonidos en energía eléctrica, durante la recepción.

El sistema de representación es el responsable de transformar la corriente eléctrica que genera el cristal piezoeléctrico en las imágenes presentadas en el monitor de nuestro aparato de ecografía.

La ecografía no está exenta de artefactos. Se llama así a todos los puntos que aparecen en la imagen ultrasónica que no corresponden con un eco real del organismo del paciente que se está examinando. Las interferencias son señales o ruidos electrónicos que se pueden originar en el mismo aparato o pueden provenir de fuera de él (otros aparatos próximos, suministro de corriente, etc.). Las reverberaciones se producen cuando el eco que llega al transductor es de gran intensidad, pudiendo actuar el propio transductor como superficie reflectante, por lo que vuelve a enviar el sonido otra vez contra el tejido que se está explorando, y así sucesivamente hasta que la onda pierde su intensidad.

Dentro de las ecografías existe una modalidad conocida como ecografía Doppler. El efecto Doppler de los sonidos ocurre cuando dos objetos en movimiento se acercan o alejan el uno del otro, uno de ellos emite una onda acústica y el otro la recibe. Mediante esta variación de la frecuencia de la onda, denominada desviación Doppler y conociendo la distancia entre ambos objetos, es posible establecer la velocidad relativa de su movimiento. La señal de este cambio puede ser positiva o negativa. Si el movimiento es de aproximación al transductor, se obtendrá una desviación Doppler positiva y, si el movimiento es alejándose del transductor, se obtendrá una desviación Doppler negativa.

Cuando la dirección del haz ultrasónico es perpendicular al flujo de la corriente se pierde el efecto Doppler de los ultrasonidos (Pasler, 2007; Som, 2003).

-Resonancia magnética.

Después de la aparición del TC, se desarrolló, en la década de los 80 del siglo pasado, otra modalidad de imagen totalmente nueva, que tampoco utiliza radiaciones ionizantes y que ha supuesto una gran evolución en el campo del diagnóstico por imagen, sobre todo porque permite caracterizar los tejidos, se trata de la resonancia magnética (RM). Esta técnica consiste en la transformación de las señales de radiofrecuencia emitidas por determinados núcleos atómicos cuando se colocan dentro de un campo magnético muy intenso y constante durante un determinado periodo de tiempo y se hace incidir sobre ellos un haz de ondas de radiofrecuencia.

En la RM lo que interesa recordar es que una vez transformada la señal emitida por los átomos de hidrógeno, se obtendrá una imagen que será posible visualizar en un monitor de televisión o ser sometida a diversos procesos de almacenamiento y tratamiento de imagen (SERAM,2010).

El equipo de RM cuenta con un imán que es capaz de generar un campo magnético principal al cual se somete al paciente.

Los átomos de hidrógeno de nuestro cuerpo, al estar cargados eléctricamente y moverse constantemente, tienen sus propios campos magnéticos. De modo que, al ser sometidos a un campo magnético externo, los protones alinean su eje o vector de magnetización paralelamente al de dicho campo externo.

Para conseguir que los núcleos de H, sometidos al campo magnético principal externo ya comentado, entren en resonancia es necesario que se aplique una fuente de energía externa al cuerpo. Los pulsos de radiofrecuencia que se transmiten selectivamente a los núcleos de H a través de bobinas o antenas, al absorber energía del pulso de radiofrecuencia (RF), producen otro campo magnético temporal, que desvía el eje o vector de magnetización de los protones, desalineándose con el del eje del campo principal.

Esto se conoce como estado de excitación. Si se suspenden los pulsos de RF, los protones entran en relajación, es decir, su vector se realinea con el vector del campo magnético principal.

Al relajarse, los protones liberan la energía que es captada por una antena de RF a través de una bobina o antena que la capta. Cada tejido, según su composición en protones de H, se relajará más o menos rápidamente, liberando la energía a la bobina con mayor o menor dificultad y, por lo tanto, emitirá una señal diferente, que luego será procesada y transformada en imagen. Esta energía liberada tiene su proyección sobre los planos del espacio: Es el vector de magnetización, éste se estudia en sus tres componentes o ejes, de modo que así podemos cuantificar la señal recibida:

T1, es el tiempo que necesita un determinado tejido para relajarse recuperando su eje longitudinal al cesar el pulso de RF

T2, se refiere al tiempo que requiere un tejido para su relajación en el eje transversal.

Se han desarrollado multitud de secuencias en RM. Las imágenes pueden ser ponderadas en T1, en T2 o en DP (estas últimas nos informan de la coherencia de los núcleos de los átomos). Los tejidos, según su composición molecular tienen un T1, T2 y DP más corto o más largo y por lo tanto emiten señales diferentes -brillan o no- (Pasler , 2007).

-Tomografía computarizada de haz cónico (CBCT).

La tomografía computarizada de haz cónico, en inglés, *cone beam computed tomography* (CBTC) fue desarrollada a finales de los años noventa con el fin de obtener escáneres tridimensionales del esqueleto maxilofacial, con una dosis de radiación menor que la TC, mejorando sustancialmente la imagen convencional intraoral y panorámica, eludiendo la superposición y los problemas de distorsión de imágenes (Jaju,2003).

A pesar de que su utilización se centra principalmente en implantología, cirugía oral y maxilofacial y ortodoncia, la tecnología CBTC tiene ventajas en el diagnóstico y manejo clínico de las alteraciones dentales comunes en otros campos, como en endodoncia o periodoncia.

La utilización de la CBTC especialmente dedicada a la región maxilofacial ha supuesto un cambio radical entre la adquisición de datos en dos dimensiones (2D), a tres dimensiones (3D) y su posterior reconstrucción, con programas cada vez más sofisticados.

A grandes rasgos, permite visualizar la anatomía interna que no puede ser diagnosticada externamente, hacer un plan de tratamiento, calcular riesgos y analizar la posición y orientación de estructuras críticas como: nervios, las raíces dentales, los posibles implantes, los senos y la nariz.

Por todo esto, la CBCT se puede utilizar en cirugía oral, en el plan de actuación para implantes, en el plan de actuación ortodóntico, en análisis cefalométricos, en el análisis de la articulación temporomandibular, en el estudio de las vías respiratorias superiores, en tumores mandibulares, en la localización de dientes impactados, en enfermedades periodontales y anomalías endodónticas (Sarment, 2014).

3.1.3- RADIOLOGÍA ORAL.

-Técnicas intraorales.

Son aquellas técnicas en las cuales, mediante la colocación de placas radiológicas de diferente tamaño dentro de la boca, se obtienen imágenes completas de uno o dos dientes con el fin de estudiarlos en su totalidad: ápice, corona, raíz, tejido óseo y espacio periodontal (Whaites, 2008).

En este grupo se encuentran las radiografías periapicales, las aletas de mordida y las radiografías oclusales.

-Técnicas extraorales.

Se engloban en este concepto todas las proyecciones de la región orofacial con placas colocadas fuera de la boca. Sirven para examinar áreas que no están cubiertas completamente por las radiografías intraorales o para visualizar el cráneo y las estructuras faciales.

Además de las proyecciones clásicas del cráneo y del cuello, cabe señalar dos modalidades de imagen extraoral de gran uso en odontología: la panorámica dental y la telerradiografía (Farman, 2007).

La panorámica dental más conocida como ortopantomografía, es una técnica destinada a obtener una única imagen de las estructuras faciales que incluye la arcada maxilar, la arcada mandibular y las estructuras de anexas.

Este tipo de radiografías presenta ventajas importantes ya que permite una exploración dental completa a partir de la representación panorámica del sistema masticatorio, incluyendo las articulaciones temporomandibulares y los senos maxilares. Además, es un procedimiento cómodo para el paciente y requiere escaso tiempo de proyección.

Esta particular técnica panorámica fue desarrollada por Paatero 1949 a partir de los principios de la tomografía, que tiene unas particularidades que se describe a continuación. El tipo de movimiento en sentido contrario de la película y el tubo determina el grado de invisibilidad de las estructuras no deseadas, que se hallan situadas alrededor de la capa de interés. El espesor de la capa de tejido, que se presenta de manera nítida, depende del ángulo de esta capa. La elección de la posición de la capa se obtiene desplazando los puntos de rotación del sistema.

La ortopantomografía varía estos principios de manera que presenta las siguientes características. Tanto el tubo como el soporte de la película se mueven ambos en el sentido de las agujas del reloj alrededor de la arcada dental, de forma aproximadamente elíptica. La posición más aproximada o alejada de la película, así como el espesor de la capa son determinados mediante la relación de la velocidad de desplazamiento del contenedor de la película -o detector digital-. Al aumentar la velocidad y, paralelamente el espesor de la capa, el plano representado se desplaza en sentido contrario al centro de rotación hacia la película, ocurriendo lo contrario al disminuir la velocidad. El diafragma vertical característico frente a la carcasa y la película elimina la radiación dispersa.

El rayo vertical de diámetro milimétrico forma, por ejemplo, en el sistema de tres puntos, según Paatero, tres centros imaginarios de rotación, durante el proceso de ésta, si se contempla el recorrido de los rayos desde una perspectiva horizontal. A estos tres «centros de rotación» y a la unión de ellos se les llama «foco funcional o plano focal». Estas columnas centro de rotación, que se desplazan durante la exposición, se hallan en posición perpendicular respecto al rayo central y determinan el ángulo de inclinación de la capa respecto a la vertical, dependiendo del ángulo de inclinación del rayo (Farman,2007;Urzúa,2005; Whaites,2008).

Los objetos aparecen nítidos porque se mueven por delante de la hendidura a la misma velocidad y en la misma dirección que la película.

La capa puede reducirse, de aplicarse a niños, y ampliarse en adultos (+), según la necesidad. El campo proyectado sobre la parte izquierda de la mandíbula señala el espesor de la capa para casos normales. El contenedor de la película o detector digital y el tubo de rayos X se mueven alrededor de los «puntos de rotación».

Para obtener la definición óptima de la imagen, es esencial que la velocidad de la película que pasa por la hendidura del colimador sea igual a la velocidad con la que el haz de rayos X barre los objetos de interés. Sólo se proyectan de forma útil estructuras cercanas a la película.

Actualmente la mayoría de los aparatos panorámicos emplean un centro de rotación de movimiento continuo en vez de localizaciones fijas (Pandolfo, 2013) Las telerradiografías son radiografías tomadas desde fuera de la boca y a una distancia determinada. Existen dos tipos de telerradiografías: de perfil, cuando el haz de rayos incide perpendicularmente al plano medio sagital de la cabeza del paciente, o frontal, cuando el paciente está orientado de espaldas al tubo de rayos, es decir, mirando hacia el chasis (Farman, 2007). Este tipo de proyecciones son básicamente utilizadas para estudios cefalometricos en el campo de la ortodoncia.

3.2.- Radiología y evaluación de la densidad ósea.

Actualmente existen diversos métodos de medición de la masa ósea. Por un lado están los métodos invasivos, que necesitan de una intervención en el paciente y por otro lado están los métodos no invasivos, los cuales serán explicados más adelante en el texto.

La densitometría es una prueba para determinar la densidad mineral ósea. Puede ser oral o sistémica y realizarse a nivel central o periférico. Con la densitometría central o axial se mide la densidad ósea en el esqueleto axial o central en cualquier región del esqueleto 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 clínico (Riancho, 2004).

La densitometría periférica se realiza en una región del esqueleto periférico o de extremidades: falanges, metacarpianos, radio, cóndilos femorales, diáfisis tibial y calcáneo (Riancho, 2004). Sus ventajas residen en un menor coste, comodidad y menor dosis de radiación ionizante con respecto a la anterior técnica.

En los estudios orales, las técnicas de evaluación de densidad ósea más usadas son el índice de Lekholm y Zarb (clasificación subjetiva mediante escala visual de la densidad ósea) y la percepción táctil del hueso (índice de Misch). El sistema más antiguo es el índice, descrito en 1985 por Lekholm y Zarb, los cuales clasificaron el hueso en los tipos I, II, III y IV según la densidad ósea y la relación cortical/medular. Según esta escala visual, en el tipo I casi todo el hueso es cortical muy denso rodeando una pequeña cantidad de hueso trabecular; en el II, una ancha capa de hueso cortical rodea al trabecular denso; en el III, una cortical delgada rodea hueso trabecular denso; y, en la IV, la cortical fina rodea hueso trabecular poco denso.

Misch clasificó el hueso en las 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 el cortical denso como roble o arce, el D-2 sería el cortical de denso a poroso y trabecular denso como pino o abeto, el D-3 sería el cortical poroso y trabecular fino como madera de

balsa y el D-4 sería el que tiene poca cortical y hueso trabecular fino como poliestireno o gomaespuma (Misch, 1990).

Existen estudios donde se encontraron diferencias significativas entre la valoración subjetiva de Lekholm-Zarb y la valoración en unidades Hounsfield (UH) con tomografía computadorizada cuantitativa (Q-CT) en maxilares y mandíbulas de cadáveres humanos (Shahlaie, y cols., 2003).

Otros estudios, comparando la valoración por TC y con la escala de Lekholm-Zarb en pacientes, encontraron que sólo es significativa la relación en el caso de hueso de tipo IV. 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 (Shapurian y Cols., 2006).

Otros autores 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 (Ribeiro, Cols., 2007).

A pesar de estas limitaciones las valoraciones subjetivas de la densidad ósea pueden ser útiles en la práctica clínica cotidiana. Así, Alsaadi y cols (2003). encontraron una relación significativa entre métodos subjetivos de Lekholm-Zarb y Misch y métodos objetivos como el análisis de la frecuencia de resonancia, torque de inserción y Periotest. Norton y Gamble (2001) y Farré y cols. (2001) 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 en la experiencia y son, con frecuencia, erróneas, por lo que se necesitan técnicas más precisas.

Debido a la necesidad de usar técnicas más precisas para determinar la radiointensidad ósea es necesario una evaluación lo más exacta posible de la misma mediante técnicas densitométricas objetivas. Entre éstas, se dispone de la radiología convencional y digital, la absorciometría radiológica de doble energía o doble haz de rayos X (DXA) y la tomografía computadorizada. Además, las recientes investigaciones con ultrasonografía cuantitativa (QUS) y RM como posibles técnicas densitométricas son prometedoras. A continuación se describen las diferentes técnicas disponibles para la valoración de la densidad ósea.

3.2.1-RADIOLOGÍA CONVENCIONAL Y DIGITAL

La radiología convencional es la que no utiliza ningún procedimiento especial de estudio. La cual representa objetos de 3D con imágenes en 2D con una superposición de estructuras y magnificación impredecible.

En odontología, como ya se ha comentado anteriormente en el texto, las técnicas radiológicas convencionales se clasifican en intraorales y extraorales. (posteroanterior) y la panorámica (Barona, 1999).

La radiografía convencional es poco sensible para valorar la densidad ósea, proporciona una estimación grosera y subjetiva de la misma y sólo detecta grandes disminuciones de la masa ósea cuando son superiores a un 30%(Pons, 2000). Clásicamente, se describen las diferentes densidades radiológicas: aire, grasa, agua, hueso y metal (esta última artificial). Esta densidad sería fotográfica: se valoraría de forma empírica la intensidad del color negro, la obscuridad total de la radiografía. El contraste sería la diferencia de densidades en áreas distintas. En esta densidad, además de la masa ósea, influyen 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 odontológicas. Hay técnicas superiores, pero requieren aparatología más compleja, disponible en centros especializados (Mesa, 2006).

También se 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) (Verheij y cols., 2009 y Geraets y cols., 2007).

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 mandíbular (Pham y cols., 2010).

Así, Bras y cols. (1982) introdujeron 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 por la posible magnificación horizontal de las radiografías panorámicas, a diferencia de lo que ocurre en otras partes del cuerpo humano, como por ejemplo los cuerpos vertebrales, en los que, al disminuir la masa ósea en la radiografía, es muy evidente el reborde del mismo, con la imagen de borde de cristal (signo radiológico de osteoporosis) e incluso en osteoporosis transitorias de los cuellos femorales o los SUDDECK de muñeca, mano, tobillo y pie.

Posteriormente se encontró una correlación significativa entre el grosor de la cortical del ángulo y la masa ósea esquelética (Kribbs y cols., 1990).

Benson y Cols. (1991) 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. (1993) 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 entre ambas

Taguchi y Cols. (1997) introdujeron el Índice Cortical Mandibular o ICM, también conocido como índice de Taguchi. Actualmente es el más válido para la determinación de la DMO en la mandíbula. Se basa en la medición del ancho cortical mandibular, para ello 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 el índice de Taguchi, Mesa Aguado y Cols. 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 (Reddy, 1990).

Benson y Taguchi emplearon mecanismos manuales como reglas milimétricas, lupas, calibradores, etc. para sus mediciones sobre radiografías panorámicas analógicas (Benson, 1991; Taguchi, 1997).

Verhoeven y Cols. (2000) utilizaron la radiografía cefalométrica lateral oblicua (OLCR) para medir la densidad ósea periimplantaria en mandíbula anterior.

La radiología digital se introdujo en odontología en 1987, comenzando con las técnicas intraorales y siguiendo con las extraorales.

En un principio las radiografías analógicas se digitalizaban con una cámara de vídeo, pero posteriormente se demostró que los escáneres son mejores y más prácticos ya que permiten obtener las imágenes con mayor resolución espacial y contraste (Phan, 2010).

Existen estudios en los que se 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 (Jonasson, 2007).

Además existen otros que realizaron las mediciones densitométricas digitalizando radiografías analógicas, con la consiguiente mayor exactitud, menor magnificación y mayor rapidez (Mesa, 2006).

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 en un 80%).

Entre las funciones que 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 (Mesa, 2010). En este campo 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 el hueso alveolar, periodontal y periimplantario, utilizando radiografías periapicales (Ruttiman, 1986).

En el sistema DRS se evalúan los cambios de densidad ósea al comparar y superponer dos radiografías periapicales estandarizadas y digitalizadas; de este modo mediante sustracción se eliminan las estructuras que coinciden 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 y por tanto un cambio de densidad.

El sistema CADIA es un programa de análisis de imagen y ayuda al diagnóstico que 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 visualización.

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 aumenta (Bräger, 1998). 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 rayos X con el sistema de paralelización (Jeddcoat, 1987), de esta forma hay un control exacto de la posición de la fuente de rayos X y de la película radiográfica en relación con la región de interés (ROI) y la reproducción de las angulaciones entre estos elementos, del tiempo de exposición, voltaje y amperaje; de esta forma se evitan errores (Woo, 2003). 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 (Fourmoussis, 1994). Estos errores deben ser conocidos para reducirlos, corregirlos y compensarlos; así se mejorarán los niveles de sensibilidad y especificidad (Steffensen, 1989); de ahí, la poca fiabilidad y poco uso que se hace de estas técnicas, y la subjetividad que tienen, que, con poca experiencia, puede ser similar a la observación directa visual.

3.2.2-ABSORCIOMETRÍA RADIOLÓGICA DE ENERGÍA.

La DXA (*Double X-Ray Absorptiometry*) 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- (*Single-Photon Absorptiometry*) emplea el isótopo I^{125} 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. (SOM, 2003)

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 (Steffensen, 1989). Este método fue introducido por Nina von Wowern (1985), que introdujo este método en 1985 y realizó estudios sobre la DMO en mandíbula (Jacobs, 1996) y maxilar superior (von Wowern, 1988).

La absorciometría radiológica de doble energía o con doble haz de rayos X (DXA) 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 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 radiación (Pons, 2000).

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.). Los estudios clínicos sobre humanos comenzaron cuando se estudiaron la DMO de áreas seleccionadas en mandíbulas de pacientes con y sin dientes (Corten y cols., 1993).

Utilizando la DXA se han llevado a cabo diversos estudios que correlacionan la DMO mandibular y la sistémica. Ejemplos de ello los encontramos en artículos como el de Horne y cols. (1996), Southard y cols (2000) que 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. Lindh y cols. (2007). 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, debido a la falta de más estudios que puedan establecer o descartar si existe esta correlación. También en 2007 Drage y cols. 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.

Esta técnica también ha servido para realizar mapas densitométricos de los maxilares como se demuestra en un estudio con 39 pacientes edéntulos. (Devlin y cols., 1998) ó el mapa de densidades en maxilares de pacientes desdentados, que realizaron López Quiles y cols. (2010) en el que 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. Es lógico que en los segmentos anteriores mandibulares exista mayor densidad ósea por su funcionalidad respecto a los segmentos posteriores en pacientes parcialmente desdentados.

Así como para estudios de correlación entre edad y DMO como el de Devlin y Horner (2004), en el cual demostraron esta correlación, en pacientes dentados, así como la no correlación entre edentulismo y DMO en mandíbula, lo cual se debe a la falta de dientes que condiciona la pérdida de altura y grosor con remodelación, con alteración de la cortical, que será más manifiesta en la radiografía.

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 -área lumbar y cadera- (Farré-Pagés, 2011).

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 pequeños.

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 rayos X sea perpendicular al plano sagital y así irradie una mitad de la mandíbula y después la otra (Corten, 1993). 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 goníaco (López, 2010).

3.2.3-TOMOGRFÍA COMPUTADORIZADA.

La Tomografía convencional apenas se utiliza hoy y ha sido desplazada por la 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.

En la TC hay un tubo de rayos X que emite la radiación y, en posición opuesta, está el detector. Cuando sale el haz de rayos atraviesa el objeto o la persona y llega al detector con una intensidad menor de la que ha salido y con un retardo de tiempo. Sigiera el sistema, de cada grado se obtiene una lectura, que será diferente de la anterior por la rotación, de modo que al girar 360 grados tendremos una doble lectura del objeto o de la zona de la persona a la que se explora. Realmente, lo que se hace es medir la atenuación de los rayos X al atravesar un cuerpo, de forma que se conoce cuanta radiación ha absorbido ese cuerpo. Esos valores, mediante cálculo matemático con la ecuación transformada de Fourier, se convierten en valores numéricos, a los que se les adjudica un rango en una escala de grises, la cual es visualizada en un monitor. Así como en la radiografía digital se obtiene una imagen plana constituida por píxeles (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 -unidades mínimas de volumen- (Arana, 2006). El vóxel es el píxel con profundidad, es lo que le da la tercera dimensión.

La TC convencional proporciona imágenes de cortes axiales horizontales, mientras que la helicoidal, espiral o volumétrica, obtiene múltiples imágenes al rotar alrededor del cuerpo a la vez que se desplaza la mesa con el paciente. Una computadora combina todas estas imágenes en una imagen final que representa un volumen del corte del cuerpo, reconstruible en cualquier plano del espacio tanto ortogonal, como, incluso, curvilíneo.

A diferencia de la radiografía convencional, que ofrece imágenes en 2D, con superposición de estructuras y magnificación impredecible, con esta técnica se evita dicha superposición de estructuras situadas por delante o por detrás del corte y se logra una imagen exacta, sin distorsiones geométricas (Lenguas, 2010).

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) (Arana, 2006).

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 como por ejemplo Dental CT, Dentascan, entre otros. (Barona, 1999). La TC fue ideada por Hounsfield en 1967 y ha sufrido una evolución gradual (hasta 6 generaciones distintas), desarrollándose variaciones o modalidades como la Tomografía Computadorizada Cuantitativa (Q-CT -Quantitative Computerized Tomography)-, la Microtomografía Computadorizada (micro-CT) y la Tomografía Computadorizada Digital Volumétrica de haz cónico (Jaju,2003).

El mayor inconveniente para el uso de la CT convencional y, sobre todo, de la helicoidal o volumétrica, en implantología oral ha sido la alta dosis de radiación (Aranyarachkul, 2005). Para reducir dicha radiación, a finales de los años 90 se desarrolló la CBCT, con la que también se puede valorar la calidad ósea.

En el año 2003, Hatcher y cols. (2003) plantearon la introducción del CBCT en diagnóstico preimplantológico, comentando sus ventajas sobre la TC (menor dosis de radiación y coste). Y posteriormente Aranyarachkul y cols. (2005) y Loubele y cols. (2006); ratificaron estas ventajas en implantología.

La CBCT utiliza un haz cónico de rayos-X, en lugar de un haz lineal, colimado, que atraviesa un volumen relativamente grande del objeto a estudiar. 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 *-field of view-*). El tamaño del FOV es variable: hay escáneres de CBCT 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). Como ventajas sobre la TC, la CBCT 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 CBCT 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-unidades Hounsfield).

No obstante, algunos autores difieren y afirman que la CBCT ofrece mejor calidad de imagen en la visualización de la lámina dura, ligamento periodontal y pequeñas estructuras óseas, mientras que la TC espiral o volumétrica serían mejores para visualizar la zona cortical (Loubel, 2007). Esto puede ser debido a que en la TC los vóxeles son anisotrópicos (no idénticos en todos los planos), mientras que en la CBCT son isotrópicos (iguales en longitud, altura y profundidad).

Utilizando la TC se ha intentado realizar un mapa de densidad del maxilar y de la mandíbula. Ya en 1987, Schwartz y cols introdujeron la TC para valorar la densidad ósea en implantología oral. Tiempo después, otros autores usaron la Q-CT para medir la densidad del hueso trabecular en mandíbulas de mujeres edéntulas postmenopaúsicas. (Klemetti y cols., 1993; Lindh y cols., 1996)

Rebaudi y cols. (2010) han medido la densidad de bloques de hueso bovino con micro-TC y TC y comparan los resultados con la percepción táctil durante el fresado. Hallan una correlación significativa entre las medidas con TC y micro-TC. Proponen una nueva clasificación de la calidad/densidad ósea: la clasificación HNS (*hard/dense, normal* y *soft*), que divide la densidad ósea en tres tipos. Sería una clasificación parecida a la de Cavallaro y Greenstein (2009) con hueso Td, Tm y Ts (tipos denso, medio y blando), 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 la clase D-1 de Misch, el N con las D-2 y D-3 y el S con la D-4.

3.2.4-RESONANCIA MAGNÉTICA.

En el área maxilofacial es muy útil en el estudio de la articulación témporo-mandibular, donde permite la visualización de músculos y del disco articular (Aguilar, 2008), y sobre todo en los procesos neoplásicos, tanto benignos como malignos, en la patología inflamatoria e infecciosa, y en la malformativa. También se usa en procesos traumáticos, sobre todo para la valoración de partes blandas. La IRM (Imagen de resonancia magnética) no es usada en implantología oral (la TC sigue siendo la técnica estándar), 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 (Barona, 1999).

No obstante, Gray y cols. (2003) 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. (2008) 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 como técnica densitométrica en hueso bucal. Así, Chöel y cols. (2004) evaluaron con MRI de alta resolución la microarquitectura de hueso trabecular de 45 muestras mandibulares de 15 cadáveres.

Celenk y Celenk (2008) 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 *-relaxation time values-*) no hallando diferencias entre los grupos, lo que sugiere que el edentulismo no afecta a la calidad ósea.

Los mismos autores, en otro estudio posterior, compararon la densidad de hueso trabecular de la mandíbula y de las vértebras cervicales, midiendo los valores del tiempo de relajación (T o RTVs). Observaron 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 (Stoppie, 2006).

No hay que olvidar que la caracterización tisular de la RM no la tiene ninguna otra modalidad de imagen, lo que puede ser muy útil en casos donde pueda existir alguna patología inflamatoria que no se detecta con otros medios, al menos en su fase más inicial, lo que podría llegar a suponer un fallo en la osteointegración de un implante, como puede suceder en algunos casos de pacientes en tratamiento con bifosfonatos en fases iniciales de osteoquimio-necrosis.

3.2.5-ULTRASONIDOS.

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 -*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 (Riancho, 2004).

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 (Klein, 2008).

Hace años se habló 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, además de ser operador-dependiente (Klein, 2008).

No obstante, parece que los avances tecnológicos han disminuido estos problemas. Así, Stoppie y cols. (2006) observaron una buena correlación entre la QUS, la TC, el micro-TC y la DXA en su estudio sobre mandíbulas de cadáveres humanos.

4 -JUSTIFICACIÓN DEL ESTUDIO.

Hasta el momento no existe, ningún sistema de simulación en el ámbito de la odontología que reproduzca las condiciones de radiodensidad de los huesos maxilares. Se considera que la radiodensidad ósea es un parámetro que se debería tener en cuenta a la hora de fabricar modelos de simulación, concretamente para aquellos encaminados al entrenamiento preclínico en el tratamiento de conductos, ya que *in vivo*, la trabeculación ósea ofrece una imagen diferente a la que se puede observar en las radiografías realizadas a los modelos actuales de entrenamiento preclínico.

Los modelos que existen en la actualidad para hacer prácticas con radiografías intraorales, ortopantomografías y tomografías computadorizadas presentan dos grandes problemas. Por un lado, tienen una baja resolución, lo cual supone que resultan poco exactos y por otro lado, su precio es muy elevado, lo cual dificulta su implementación en el ámbito docente.

Además, el cumplimiento del criterio ALARA, que, básicamente, propugna el uso de la menor cantidad de radiación posible, obliga a tener modelos de simulación que sean lo más cercanos a la realidad clínica para evitar así la toma de imágenes radiológicas sobre pacientes con fines didácticos, evitando también la irradiación de estudiantes y del profesorado.

Debido a lo anteriormente expuesto, surge la necesidad de buscar un material de fácil manipulación y bajo coste, cuya radiodensidad se asemeje al hueso de los maxilares, con el fin de poder confeccionar un modelo de soporte para dientes extraídos con el cual se puedan realizar prácticas preclínicas de endodoncia teniendo la posibilidad de entrenar la visualización de radiografías con estructuras que reflejan la realidad clínica.

Todo ello justifica la necesidad de este estudio, orientado a buscar materiales que puedan reproducir la trabeculación y la densidad ósea en las diferentes zonas de la mandíbula y en los que puedan colocarse dientes extraídos y realizar actividades de entrenamiento preclínico en prácticas diagnósticas y terapéuticas endodónticas, reproduciendo al máximo las condiciones clínicas relacionadas con este ámbito de la odontología.

5.- OBJETIVOS

5.1- Objetivo general

Desarrollar un nuevo modelo de simulación para la realización de actividades diagnósticas y terapéuticas endodónticas que permita el uso de dientes humanos extraídos y que reproduzca las características de radiodensidad ósea de cada área de la mandíbula.

5.2- Objetivos específicos

- Determinar la radiodensidad de distintos materiales de uso común en odontología y de otros de uso industrial, preseleccionados y compararla con la radiodensidad del hueso.
- Analizar la densidad ósea de los huesos maxilares en tres zonas independientes (incisivos, caninos, premolares y molares), a partir del análisis de ortopantomografías de pacientes dentados, mediante escala de grises.
- Evaluar la densidad ósea sobre imágenes obtenidas con un equipo de CBCT de mandíbulas parcialmente dentadas en las zonas de incisivos, caninos, premolares y molares, en unidades Hounsfield.
- Establecer una correlación entre los valores en escala de grises de la ortopantomografía y los valores de densidad ósea en unidades Hounsfield de la CBCT en cada una de las zonas.
- Seleccionar un material que, además de poseer una radiodensidad similar a la ósea, ofrezca características físico-mecánicas que permitan la confección de modelos para el entrenamiento preclínico.
- Construir un modelo de simulación de mandíbula humana con el material que reproduzca mejor la realidad clínica, en el cual puedan incluirse los dientes extraídos.

METODOLOGÍA

RESUMEN

Para determinar la densidad que se pretende reproducir en una propuesta de modelo de simulación para uso endodóntico, se utilizarán dos técnicas radiográficas. Por un lado se usarán las ortopantomografías (OPT) de pacientes totalmente dentados, que han sido tomadas por motivos clínicos, para determinar en escala de grises la densidad radiográfica media del hueso mandibular. Y por otro lado, se utilizará la tomografía computadorizada de haz cónico (CBCT) para determinar, sobre mandíbulas de cadáveres humanos, la radiodensidad media del hueso mandibular en Unidades Hounsfield (UH). Posteriormente estos valores se correlacionarán entre sí de modo que se consiga tener una referencia de densidad ósea en hueso seco, sin interferencias de los tejidos blandos, y por otro, establecer una correlación entre los valores en Unidades Hounsfield y los valores en escala de grises. Seguidamente, se seleccionará un material, a ser posible de fácil acceso, que cumpla las características radiológicas del hueso mandibular en cada una de sus áreas topográficas y que, además, permita, por su composición, la construcción de un modelo resistente y apto para la realización de prácticas de entrenamiento endodóntico preclínico.

INFORME DEL COMITÉ DE ÉTICA.

Antes de comenzar la investigación, fue solicitado un informe al Comité Ético de Investigación en Humanos de la Universitat de València, el cual emitió su informe favorable el 9 de julio de 2014, con el número de procedimiento H1402221476012 (anexo 1).

1. - PRIMERA FASE DEL ESTUDIO: SELECCIÓN DE UN MATERIAL CON DENSIDAD RADIOLÓGICA EN ESCALA DE GRISES SEMEJANTE A LA DEL HUESO DE CERDO CONTROL.

Se tomó hueso de rodilla de cerdo como hueso control, por su semejanza al hueso de los maxilares humanos (Bustard LK, 1965), el cual fue hervido a 100°C durante 1 hora y, posteriormente, deshidratado con alcohol durante una semana para obtener así una muestra de hueso seco.

1.1 Selección de los materiales de estudio.

Basándonos en estudios previos sobre radio densidades de varios materiales, (Forner, 2000) y teniendo en cuenta las facilidades de acceso en la clínica odontológica de la Fundació Lluís Alcanís de la Universitat de Valenciá

Se seleccionaron diferentes materiales de uso odontológico y no odontológico que se resumen en las tablas 4y 5.Y que pueden observarse en las figuras 14 y 15.

Tabla 4: Materiales de uso en odontología

Alginate Normo Print cromático (Normon dental , Madrid, España)(Unidades de medida: 1:1)

Escayola blanca (KerrHawe SA, Bioggio, Suiza)(Unidades de medida:2:1)

Escayola blanca + serrín (KerrHawe SA, Bioggio, Suiza) (Unidades de medida:2:1:1)

Escayola rosa Elite modelthixotropic Ivory (Zhermack, Rovigo, Italia) (Unidades de medida:2:1)

Escayola rosa Elite modelthixotropic Ivory (Zhermack, Rovigo, Italia)+ serrín (Unidades de medida:2:1:1)

Silicona de adición (Zhermack, Rovigo. Italia) (Unidades de medida:1:1)

Silicona de adición + serrín (Zhermack, Rovigo. Italia) (Unidades de medida:1:1:1)

Tabla 5: Materiales de uso industrial

Silicona industrial DM (Shenzhen Splendor Industry Company Limited, Guangdong, China)
(Unidades de medida:1)

Corcho blanco (Aislamientos Munné, Valencia, España) (Unidades de medida 1)

Aglomerado de madera (Taiber tableros aglomerados ibéricos SL, Madrid, España) (Unidades de medida: 1)

Piedra de espuma de vidrio- Piedra pómez(PomexTehuacan, Tehuacan,Méjico) (Unidades de medida: 1)

Poliespan Espuma MAX (Ceys, Barcelona, España) (Unidades de medida: 1)

Silicona industrial DM (Shenzhen Splendor Industry Company Limited, Guangdong, China) + serrín (Unidades de medida: 1:1)

Silicona industrial DM (Shenzhen Splendor Industry Company Limited, Guangdong, China) + corcho (Unidades de medida: 1:1)

Silicona industrial DM (Shenzhen Splendor Industry Company Limited, Guangdong, China) + piedra pómez (Unidades de medida: 1:1)

Lechada de cola (Laboratorios Ray, Badalona, España) (Unidades de medida: 1)

Lechada de cola (Laboratorios Ray, Badalona, España) + serrín (Unidades de medida: 1:1)

Lechada de cola(Laboratorios Ray, Badalona, España) + corcho (Unidades de medida: 1:1)

Poliespan Espu MAX (Ceys, Barcelona, España) + bario (Unidades de medida: 1:1)

Silicona de adicción(Zhermack, Rovigo, Italia) + piedra pómez(PomexTehuacan, Tehuacan, Méjico) (Unidades de medida: 1:1:1)



Fig. 14- Catalizador silicona masilla, base silicona masilla y escayola rosa



Fig. 15 - Ejemplo de materiales industriales utilizados en el trabajo: Poliespam, Cola blanca, silicona industrial, aglomerado de madera y piedra pómez.

1.2.- Confección de las muestras.

Se prepararon modelos utilizando una cubitera estándar de plástico blanco compuesta por dieciocho espacios de tamaño 1,5 por 2 cm cada uno. Se desecharon los cuatro espacios de las esquinas por poseer morfología y dimensiones diferentes.

Cada espacio se rellenó con uno de los materiales anteriormente mencionados, utilizando en cada uno las proporciones propuestas por el fabricante. En los casos en los que se trataba de materiales sin especificaciones, se utilizó la cucharilla dispensadora correspondientes a la silicona tipo masilla PutySoft - Zhermack, Rovigo, Italia- (figura 16).



Fig. 16 -. Cubitera con muestras de materiales y cucharillas dispensadoras utilizadas como unidad e medida.

Se hizo una excepción en 3 materiales: en el aglomerado de madera, en el corcho blanco y en la piedra pómez, ya que por su forma de presentación, no podían ser adaptados a la cubitera, de modo que fueron recortados en un cubo de las dimensiones de los huecos de la cubitera (fig. 17).

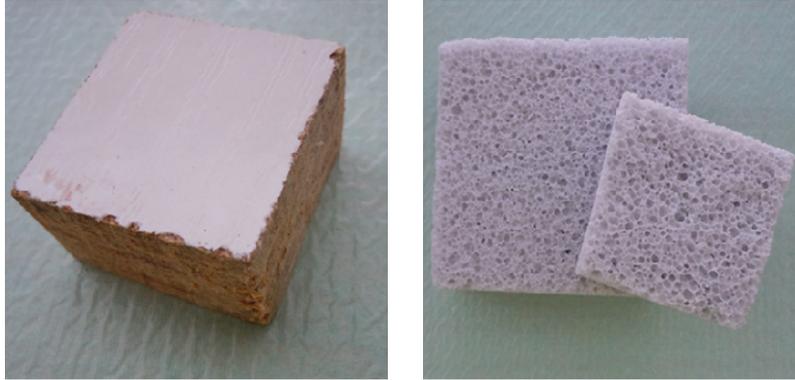


Fig. 17 -. Aglomerado de madera y piedra pómez. Material que no permitieron reproducir la forma del cubo muestra.

Los demás materiales no presentaron grandes problemas para la formación del cubo que suponía el molde donde fueron colocados, excepto la cola blanca y la silicona industrial que resultaron no consistentes. Es por ello que no fue posible realizar con ellos un cubo perfecto, de modo que no pudieron ser utilizados como muestras. La figura 34 es un ejemplo de un cubo de material fuera de la cubitera, en el cual se puede apreciar que el material utilizado tiene una consistencia que permite la formación del cubo y su posterior extracción de la cubitera para su análisis.



Fig. 18 - Ejemplo de un cubo de material (escayola rosa con serrín)

1.3.- Estudio radiográfico de las muestras.

Para la toma de radiografías Se utilizó un captador digital correspondiente a un equipo de radiovisiografía Kodak RVG 5100 (Eastmann Kodak Company 2006, Nueva York, EE.UU.). Con la finalidad de estandarizar la toma de imágenes radiológicas, se fabricó un soporte, para el captador radiográfico, con silicona tipo masilla de uso odontológico Soft Puty (Zhermack, Rovigo, Italia) siguiendo las instrucciones de mezclado del fabricante (en proporciones 1:1), es decir, utilizando una cucharilla dispensadora de pasta base y una cucharilla dispensadora de pasta catalizadora. Se tomó una impresión del captador, de modo que, tras su fraguado, se obtuvo una huella que permitió colocar el captador siempre en la misma posición (figura 19).



Fig. 19 - Posicionador de silicona para las radiografías

Se obtuvo una radiografía de cada cubo del material. Para ello se utilizó el aparato de rayos X Sirona Vario (Dentsply Sirona, York, Pensilvania.) -fig. 20-. Las radiografías se realizaron con un tiempo de exposición de 0,15" a 8 miliamperios, con 70 kilovoltios y una distancia de 6 centímetros del foco al captador. Las imágenes se almacenaron en formato DICOM para su posterior exportación al programa Osirix (Pixmeo, Ginebra, Suiza).



Fig. 20 - Sistema de radiografías Dentsply-Sirona con captador Kodak.

Todas las imágenes obtenidas, fueron analizadas mediante la herramienta informática de medición de densidades en escala de grises del programa Osirix (Pixmeo, Ginebra, Suiza), dicha herramienta propone diferentes formas geométricas para establecer una ROI de medición. Para este estudio se eligió la forma de ROI cuadrada. Con la finalidad de estandarizar el método de medición y hacerlo reproducible, se determinó que su tamaño fuera de un 1cm^2 . Esta área de medición fue situada en el centro de cada una de las imágenes radiográficas. Este centro se determinó como el centro de la imagen de la muestra, no el centro del total del área del captador que aparece como imagen (figura 21).

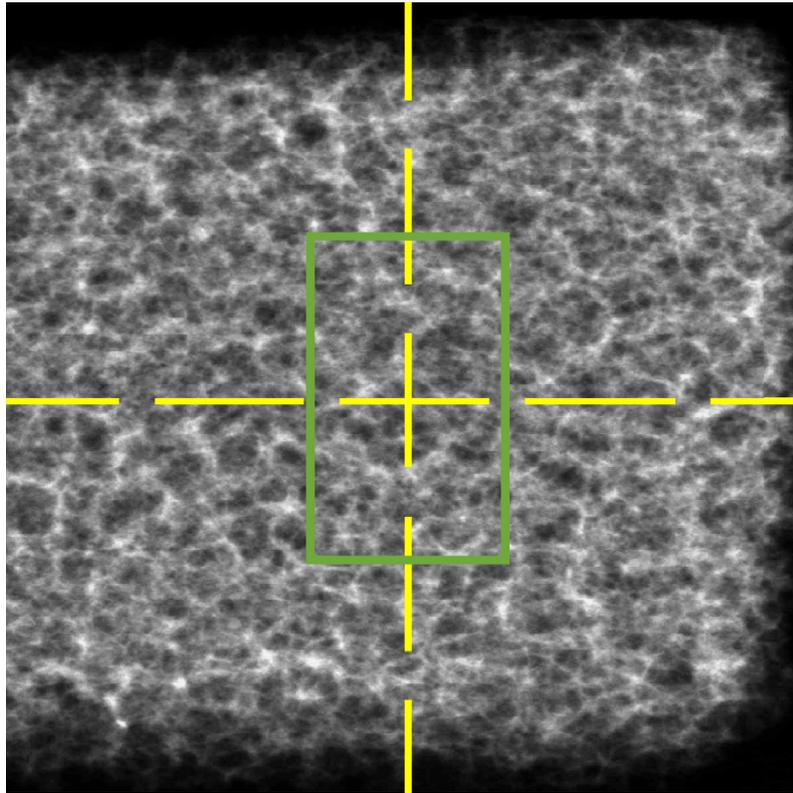


Fig.21- Imagen radiográfica de la muestra de piedra pómez con ejes vertical y horizontal trazados para la determinación de la zona central de medición (amarillo) y ROI cuadrada (verde).

Se hizo una excepción. En el hueso de rodilla de cerdo, utilizado como control, no se determinó el área de medición en el centro de la imagen radiográfica obtenida porque por la anatomía de esta parte coincidía con una zona de gran disminución de la densidad ósea. En este caso, la ROI se colocó en una zona de densidad ósea no disminuida como se puede ver en la figura 22.

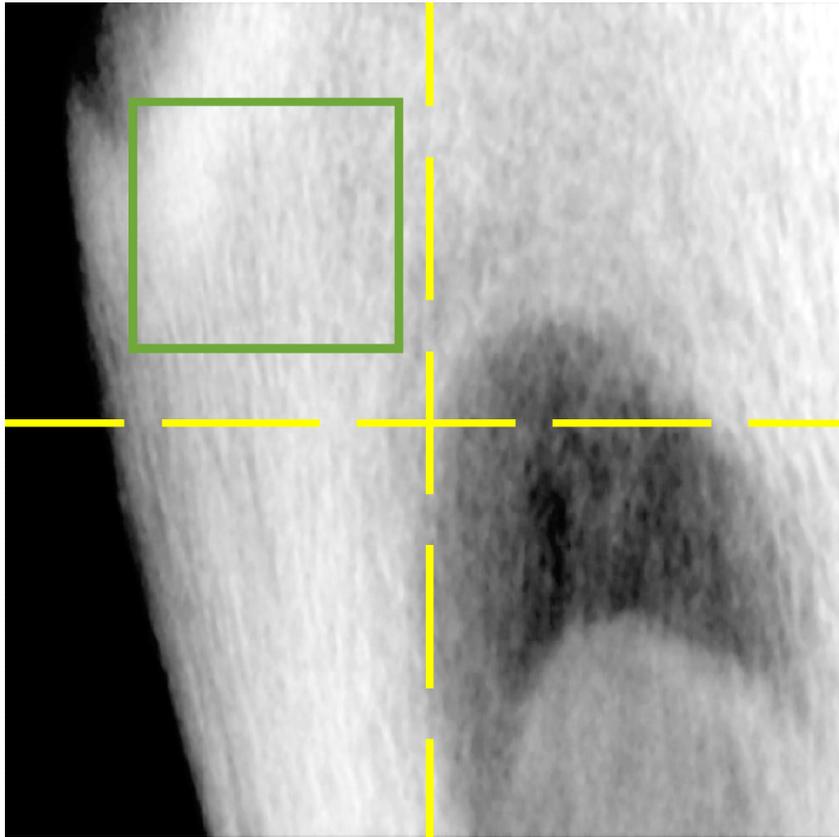


Fig.22-Imagen radiográfica del hueso de rodilla de cerdo control con los ejes vertical y horizontal trazados (amarillo) y la ROI de medición desplazada hacia una zona densa.

Al posicionar la ROI sobre cada imagen radiográfica, el programa Osirix(Pixmeo, Ginebra, Suiza) muestra unos valores numéricos que corresponden a los diferentes niveles de grises que se hallan en el área marcada, aportando unos valores medios, máximos y mínimos. Para el análisis de los datos se trabajó con los valores medios, tal como luego se explicará. En las figuras 23, 23a y 23b se pueden observar varios ejemplos de materiales durante el proceso de medición con dicha herramienta, así como un detalle del recuadro con los datos anteriormente mencionados que arroja el programa Osirix. (Pixmeo, Ginebra, Suiza)

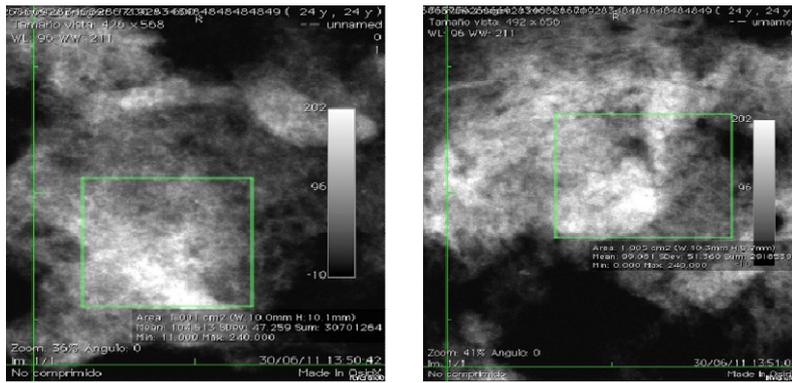


Fig. 23- Poliespam con bario y silica industrial con piedra pómez

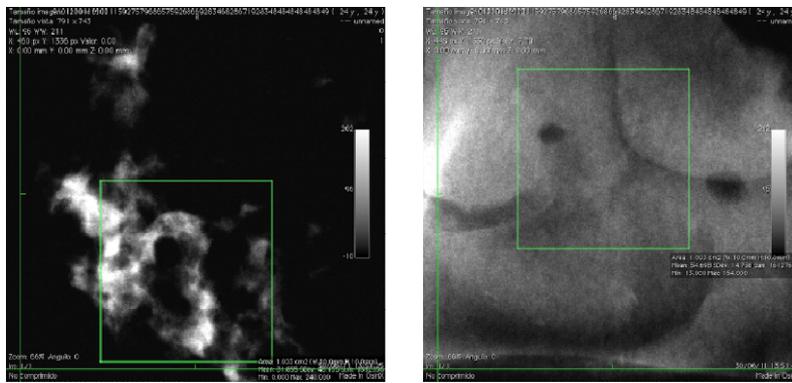


Fig. 23a- Lechada de cola con serrín y silica de adición con piedra pómez

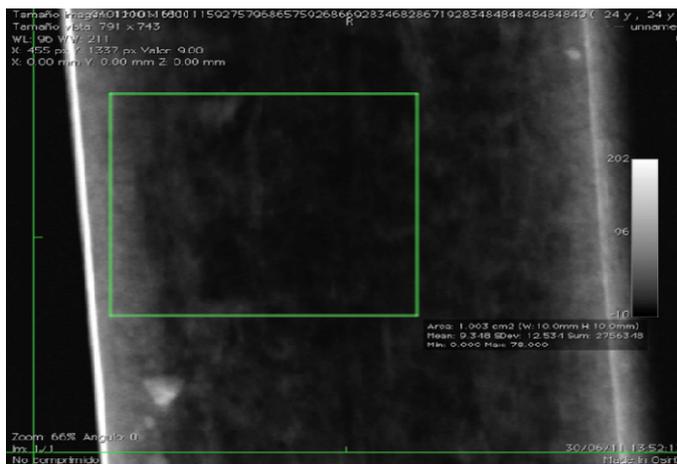


Fig. 23b- Aglomerado de madera

Los valores de densidad en escala de grises obtenidos para cada material se compararon con los valores de densidad en escala de grises obtenidos para el hueso de rodilla de cerdo, como se mostrará en el apartado “resultados”.

2.- SEGUNDA FASE DEL ESTUDIO: CONFECCIÓN DE MODELOS PRELIMINARES CON LOS MATERIALES MÁS SEMEJANTES A LA DENSIDAD RADIOLÓGICA DEL HUESO CONTROL.

Tras el análisis de los datos de la primera fase, los materiales cuya radiodensidad en escala de grises se asemejó más al hueso de cerdo fueron:

- escayola blanca + serrín,
- poliespam
- poliespam + bario
- silicona de adición de uso odontológico tipo masilla + piedra pómez

En primer lugar, se pretendió evaluar la posible variación de los valores de densidad en escala de grises que sufrían los mencionados materiales al reproducir los diferentes espesores de la anatomía de la arcada mandibular. Y por otro lado se quiso determinar si los materiales seleccionados tenían unas características físico-mecánicas adecuadas para reproducir la anatomía de la arcada mandibular así como la colocación de dientes extraídos en los alveolos del modelo de forma repetida y de resistir las maniobras necesarias para la realización de las actividades de entrenamiento, sin romperse o deteriorarse.

Para ello, se prepararon modelos con forma de hemiarcada mandibular con los materiales seleccionados. Para la fabricación de estos modelos, se tomaron impresiones con alginato, Normo Print cromático (Normon Dental, Madrid, España), de modelos de resina de arcada mandibular- ANA-4 (Frasaco Dental, Tettnaeg, Alemania). Las impresiones fueron vaciadas con escayola rosa Elite (Zhermack, Rovigo, Italia). Se tomaron impresiones con alginato de los vaciados y se obtuvieron los negativos en los que poder colocar dientes extraídos para, posteriormente vaciarlos con los materiales seleccionados (figura 24).

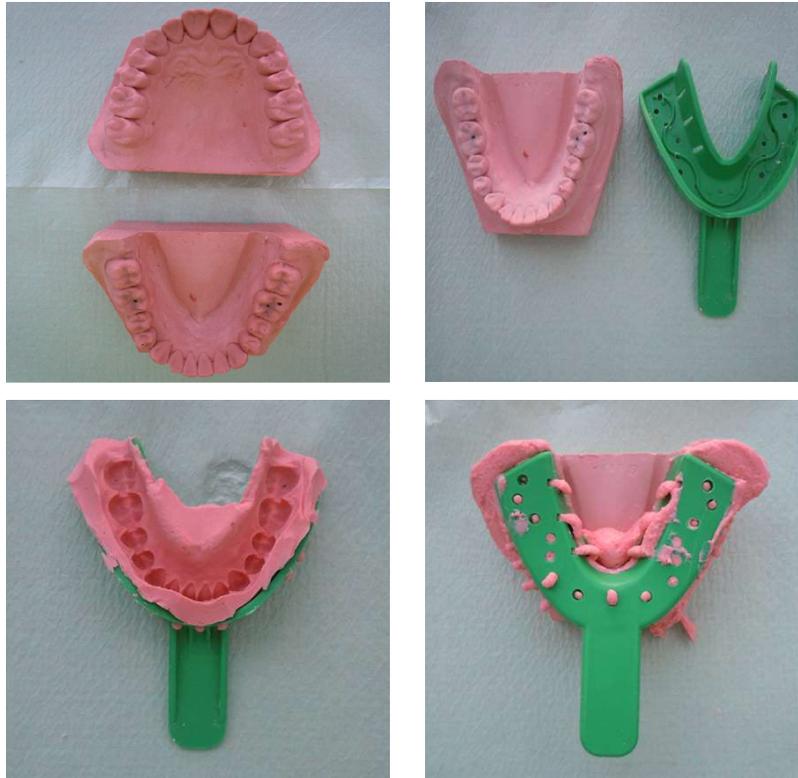


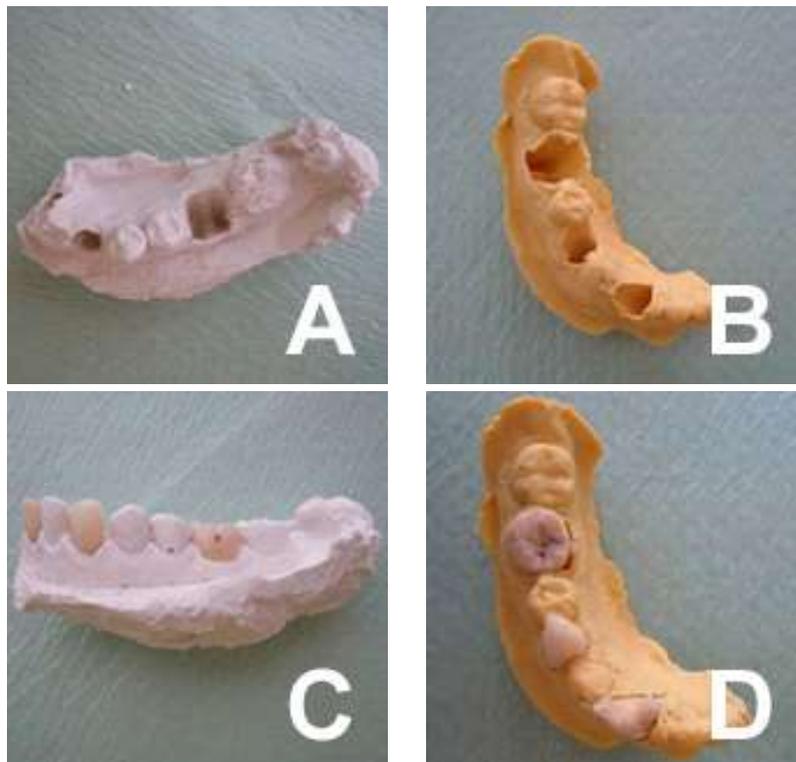
Fig. 24- Proceso de obtención de la impresión de la arcada mandibular para la fabricación de un modelo de trabajo

En la impresión de alginato se colocaron, en su posición en la arcada, tres dientes: un incisivo central, un canino y un molar mandibular, tal como se muestra en la figura 25. A continuación se pincelaron las raíces y cada impresión de arcada completa se vació con dos materiales, aprovechando la simetría bilateral de la misma. De este modo se obtuvieron cuatro hemiarquadas en positivo (figura 25).



Fig. 25- Ejemplo del proceso de rellenado de las impresiones de alginato con los materiales seleccionados, en esta caso con mezcla de escayola blanca y serrín

De esta forma, se obtuvieron prototipos con forma de hemiarcada de los mencionados materiales en los que los dientes podían sustituirse en los alveolos creados, tal y como se muestra en la figura 26.



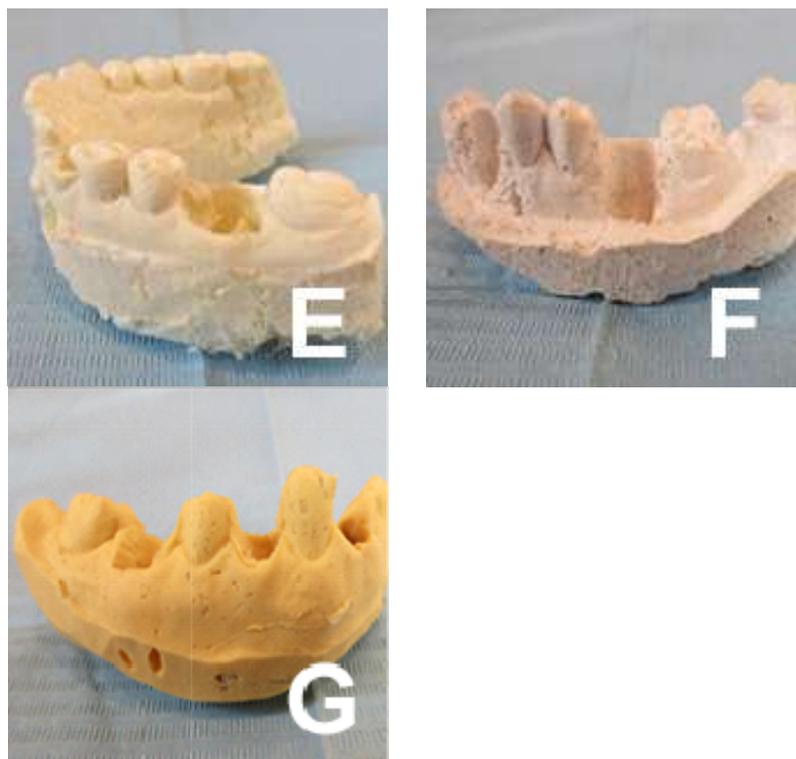


Fig. 26- Modelos positivizados. A, C y F: escayola y serrín, E: poliespam con bario y B, D y G: silicona de adición con piedra pómez.

Para comprobar si los materiales propuestos como semejantes al valor de hueso de cerdo control, variaban al reproducir la forma anatómica de la arcada mandibular, es decir, si la diferencia de espesores variaba los valores de densidad en escala de grises de los mismos, se les tomaron radiografías por zonas (zona de incisivos, zona de caninos y zona de molares), con el mismo protocolo anteriormente utilizado para las muestras de materiales.

Las imágenes radiográficas se sometieron al estudio de densidad en escala de grises mediante el programa Ossirix (Pixmeo, Ginebra, Suiza) utilizando la misma metodología explicada anteriormente para las muestras de materiales.

En la figura 27 se pueden ver algunos ejemplos de las radiografías tomadas en las diferentes zonas de los modelos de estudio.



Fig. 27. Ejemplos de radiografías de las diferentes zonas realizadas en los modelos de hemiarcada. A: incisivo en poliespam, B: molar en escayola + serrín, C: Molar en poliespam, D: Molar en silicona de adición + piedra pómez, E: Incisivo en silicona de adición + piedra pómez y F: canino en silicona de adición + piedra pómez-

A la luz de los resultados que serán comentados posteriormente en el apartado de "Resultados de la Segunda Fase del estudio", y por sus características físico-mecánicas adecuadas para reproducir la anatomía de la arcada dentaria mandibular y permitir la reposición de dientes naturales extraídos en los alveolos del modelo, se determinó que el material que se iba a utilizar en los estudios posteriores era la mezcla de silicona de adición tipo masilla de uso odontológico Soft Puty (Zhermack, Rovigo, Italia) con partículas de polvo de piedra pómez.

Todos los procedimientos realizados hasta este momento se resumen en la figura 28.

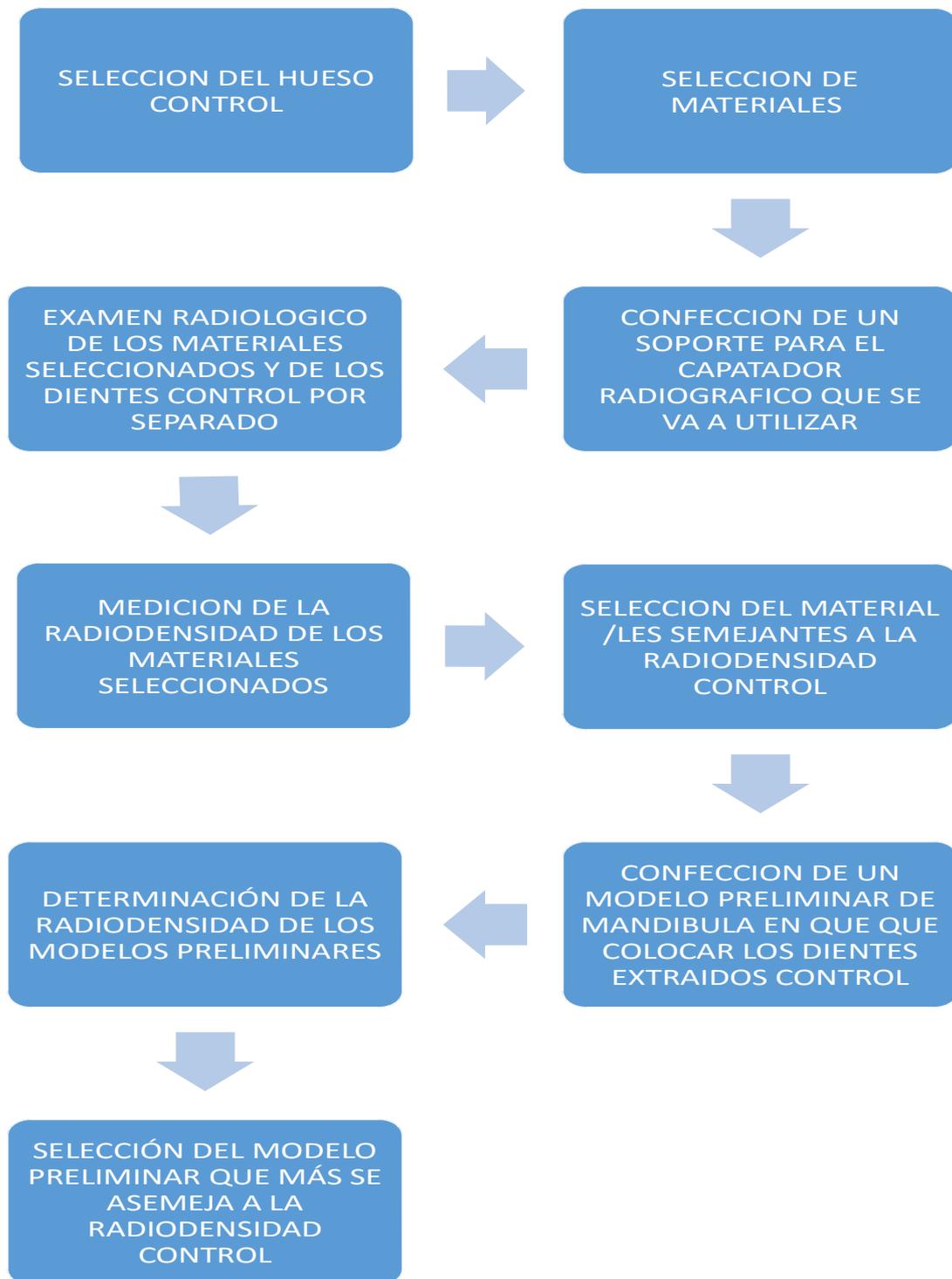


Fig. 28- Esquema resumen del proceso de la primera y segunda fase del estudio.

3.-TERCERA FASE: EQUIVALENCIA ENTRE VALORES DE RADIODENSIDAD OSEA MANDIBULAR OBTENIDOS EN ESCALA DE GRISES, CON VALORES EN UNIDADES HOUNSFIELD MODELO MATEMÁTICO.

En esta fase del estudio, se pretendía evaluar la densidad en escala de grises del hueso mandibular humano y correlacionarla con la densidad en unidades Hounsfield. Para ello, se trabajó, por una parte, con ortopantomografías de pacientes y, por otra, sobre imágenes de CBCT, realizadas en mandíbulas de cadáveres.

3.1.- Mediciones sobre ortopantomografías.

Se revisaron 500 ortopantomografías del archivo de la Clínica Odontológica de la Fundació Lluís Alcanyís de la Universitat de València, de las que fueron seleccionadas 25 de acuerdo a los siguientes criterios:

Se incluyeron:

- Edad de 18 a 70 años.
- Dentición permanente completa.
- Paridad de sexos.

Se excluyeron:

- Pacientes con enfermedad periodontal (hueso alveolar a 3 mm por debajo del cuello radiográfico del diente).
- Presencia de aparatología ortodóntica.
- Ausencias dentales.

Se establecieron tres zonas de medición: una zona llamada “cervical”, que abarca la zona de hueso cercana al cuello dentario; una zona llamada “central” localizada en la zona media de las raíces; y una zona llamada “apical” situada en el ápice y parte del periápice dentario.

Siguiendo el protocolo de uso del programa Osirix, (Pixmeo, Ginebra, Suiza) explicado en la primera fase del estudio, se realizaron las mediciones en las OPT. La ROI cuadrado, de 1cm², se posicionó en cada una de las zonas de medición (zona cervical, zona central y zona apical) de cada diente mandibular hasta completar todos los dientes de la arcada (figura 29).

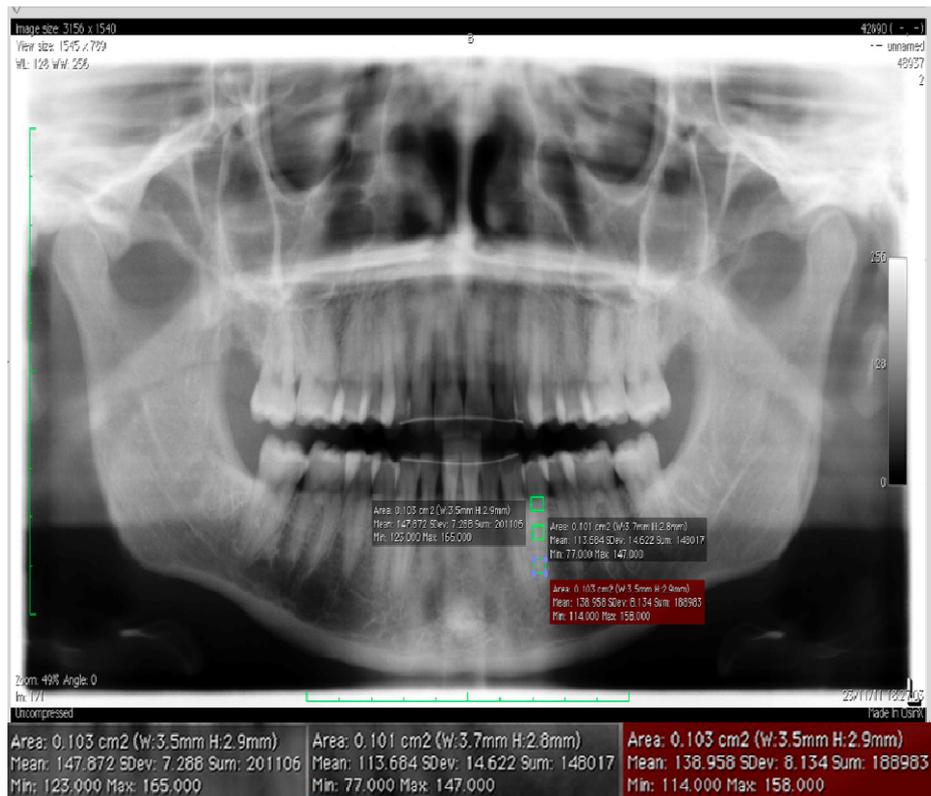


Fig. 29- Ortopantomografía con las ROI de las zonas de medición cervical, central y apical en un ejemplo sobre el diente 3.4 y detalle de los datos que arroja el programa Osirix.

Los valores medios de las medidas en cada zona se almacenaron en una tabla Excel para su posterior análisis, se registró también la edad y el sexo de los pacientes. En estas tablas se registraron también las coordenadas en el eje X e Y donde se situó el área de medición para facilitar la reproducibilidad del estudio.

3.2.- Mediciones sobre imágenes de CBCT.

Se seleccionaron 10 mandíbulas de cadáveres humanos cedidas por el Departamento de Ciencias Morfológicas de la Facultad de Medicina y Odontología de la Universitat de València, procedentes de su osteoteca. Se trataba de mandíbulas total o parcialmente desdentadas. A estas mandíbulas se les realizó una CBCT con el aparato Master 3D (E.Woo Technology Co., Ltd., Corea).

En las áreas dentadas, se establecieron las mismas tres zonas de medición que en las ortopantomografías (cervical, central y apical). Para marcarlas, se colocaron sobre las mandíbulas unos puntos con contraste radiológico con bario para situar las zonas donde se iban a realizar las mediciones. En las áreas no dentadas, no se podía determinar la densidad de la zona cervical, por lo que se tomó para las otras dos zonas.

A continuación aparecen, agrupadas en la figura 30, las imágenes de algunas mandíbulas de cadáveres utilizadas para el estudio con las zonas de medición marcadas con los puntos de contraste.



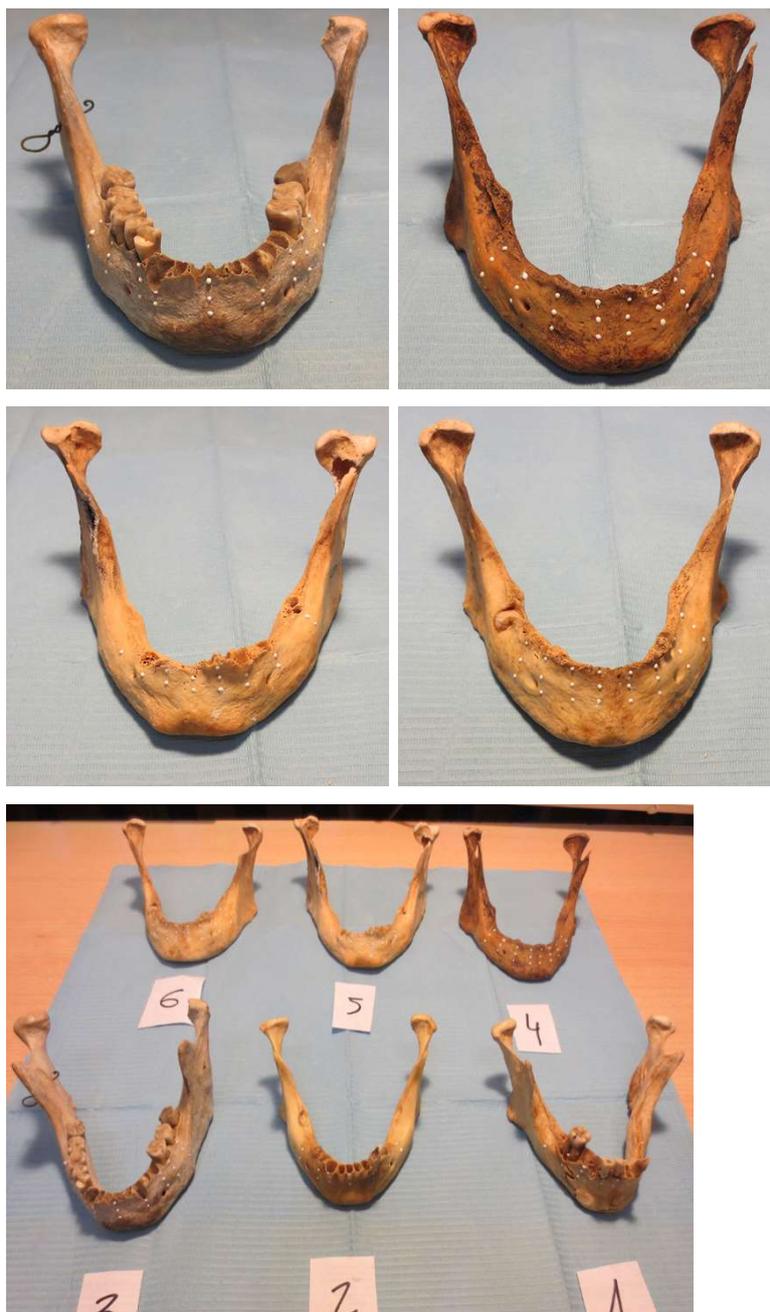


Fig. 30- Huesos de mandíbulas humanas secas con áreas de medición marcados con puntos de contraste.

Para el análisis de las imágenes, se utilizó el mismo programa Osirix, (Pixmeo, Ginebra, Suiza) pero esta vez, al tratarse de imágenes de CBCT, los datos obtenidos lo fueron en unidades Hounsfield.

Se anotaron los valores medios de cada una de las medidas por zonas en una tabla Excel. En la figura 31 se puede apreciar un ejemplo del detalle del proceso del uso del programa Osirix (Pixmeo, Ginebra, Suiza) sobre CBCT de una mandíbula de cadáver humana.



Fig. 31- Ejemplo del proceso de medición con el programa Osirix sobre una reproducción 3D del hueso de mandíbula humana.

3.3.- Correlación matemática entre los valores en escala de grises de las ortopantomografías y los valores en unidades Hounsfield de las imágenes de CBCT.

Se pretendió encontrar un modelo matemático que correlacionara ambas unidades. Para ello se hizo una jerarquización de los datos de las ortopantomografías, agrupándolos de la siguiente manera:

- En el nivel más bajo estaban los datos numéricos obtenidos de la medición diente por diente en la mandíbula de las ortopantomografías.
- En el siguiente escalón estaban los valores obtenidos por zonas dentarias por hemiarquadas (zonas de incisivos, caninos, premolares y molares), teniendo en cuenta para cada zona los valores determinados en los puntos de medición cervical, central y apical. De este modo se obtuvo un valor promedio para el grupo de incisivos, caninos, premolares y molares del tercer cuadrante y lo mismo para el cuarto cuadrante.
- Finalmente, se realizó una agregación por arcada. Esto significa que se determinó un valor promedio para cada grupo de dientes (incisivos, caninos, premolares y molares) para toda la arcada.

Se hizo el mismo proceso de elevación del nivel jerárquico para los datos obtenidos de las imágenes de CBCT de las mandíbulas del siguiente modo:

- Una primera agrupación por zona de incisivos, caninos, premolares y molares, en cada hemiarcada, teniendo en cuenta para cada zona los valores determinados en los puntos de medición cervical, central y apical.
- En el siguiente escalón se realizó un promedio de los puntos de medición (cervical, central y apical) para cada grupo de dientes.
- Finalmente se realizó una agregación por arcada, obteniendo un valor promedio para cada grupo de dientes por arcada, incisivos, caninos, premolares y molares.

Mediante el análisis de correlación lineal de Spearman se estableció la correlación entre los valores de la ortopantomografía en escala de grises y el valor en unidades Hounsfield de la CBCT obteniéndose una ecuación que correlacionaba ambas unidades:

Unidades Hounsfield = $2968,76 - 14,48$ escala de grises.

De esta manera, cuando se fabricara una arcada mandibular con un determinado material y se tomara una radiografía, se podría calcular la radiodensidad en unidades Hounsfield, aplicando ésta fórmula.

4.- CUARTA FASE: CONFECCIÓN DE UN MODELO DE ARCADA MANDIBULAR COMPLETA.

Tras determinar que la mezcla de silicona de adición con piedra pómez resultaba un material de características físico-mecánicas adecuadas para realizar soportes para dientes extraídos y que su densidad en escala de grises era semejante a la del hueso de cerdo control, se trató de hallar la proporción de mezcla más adecuada y comparable a la del hueso humano.

Se tomaron dientes mandibulares íntegros extraídos por motivos periodontales, conservados en suero salino, y se colocaron sobre impresiones de alginato y se vaciaron con la mezcla de silicona de adición con piedra pómez en las proporciones utilizadas en la segunda fase del estudio (4 g. de piedra pómez y una cucharada rasa de medida de silicona de adición (tipo masilla) de base y otra igual de catalizador (figuras 32, 32a, 32b, 32c).



Fig. 32- Dientes humanos extraídos utilizados para genera los alveolos en el prototipo de modelo de arcada.

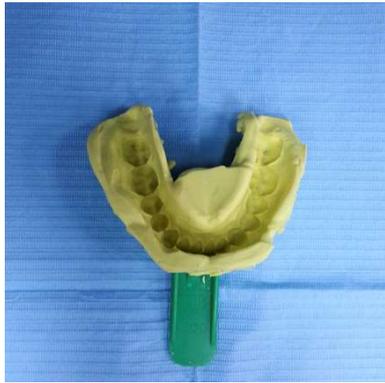


Fig. 32a- . Impresión de alginato de la arcada mandibular vacía y rellena con los dientes extraídos colocados en su correcta posición para posterior vaciado.



Fig.32b- Positivación en silicona de adición con piedra pómez de las zonas de incisivos y canino



Fig. 32c- Positivación en silicona de adición con piedra pómez de las zonas de premolares y molares.

Al modelo obtenido se le tomó una CBCT y se realizaron mediciones en las zonas cervical, central y apical siguiendo el protocolo seguido a lo largo de este estudio.

Se observó que los valores de radiodensidad de este modelo distaban de los valores determinados como referencia por zonas de la mandíbula. Esto se debió a que se había usado la misma mezcla para reproducir todos los espesores anatómicos del hueso mandibular. A la luz de estos datos, se optó por utilizar diferentes proporciones de la mezcla para cada zona dentaria.

En base a los valores de densidad obtenidos en unidades Hounsfield en la CBCT, se calcularon las proporciones de piedra pómez y silicona que se deberían colocar en cada zona dentaria (incisiva, canina, premolar y molar). Se realizaron varios modelos con diferentes proporciones de piedra pómez en las diferentes zonas dentarias hasta hallar aquella que se asemejaba más al valor de densidad ósea de referencia determinado para cada zona mandibular.

Para evaluar la radiodensidad de estos modelos se obtuvo una imagen mediante CBCT de cada uno de ellos y se hizo un estudio de las mismas mediante el programa Osirix (Pixmeo, Ginebra, Suiza) siguiendo el mismo protocolo utilizado a lo largo del estudio.

Las proporciones finales del material utilizadas para cada zona fueron las que se reflejan en la tabla 6.

Tabla 6: Proporciones de piedra pómez por zonas dentarias

| | U. Hounsfield con la mezcla inicial (4gr) | U. Hounsfield control | Gramos de p. pómez necesarios |
|-------------------|---|-----------------------|-------------------------------|
| Incisivos | 946,01 | 1374,36 | 5,81 |
| Caninos | 900,18 | 1441,77 | 6,40 |
| Premolares | 995,50 | 1173,97 | 4,71 |
| Molares | 919,62 | 662,95 | 2,88 |

Con éstas proporciones de piedra pómez mezclada con la silicona de adición, se confeccionó un modelo de comprobación. Se creó una arcada mandibular completa dividida en dos hemiarcadas para las cuales se utilizaron las mismas proporciones de mezcla de materiales. A este modelo se le tomó una imagen con un equipo de CBCT y se comprobó si los resultados eran iguales para ambos lados.

En la figura 33 se aprecia el modelo final de arcada completa preparado con la mezcla adecuada de silicona de adición y piedra pómez. Se muestran separadas las zonas dentarias confeccionadas con diferentes concentraciones de dicha mezcla.



Fig. 33- Modelo final

Finalmente, las figuras 34, 34a y 34b representan algunos ejemplos de las imágenes de CBCT del modelo final durante el proceso de medición con el programa Osirix (Pixmeo, Ginebra, Suiza).



Fig. 34-Imagen con CBCT del modelo final. Medición de la zona cervical de incisivos del 4º cuadrante.

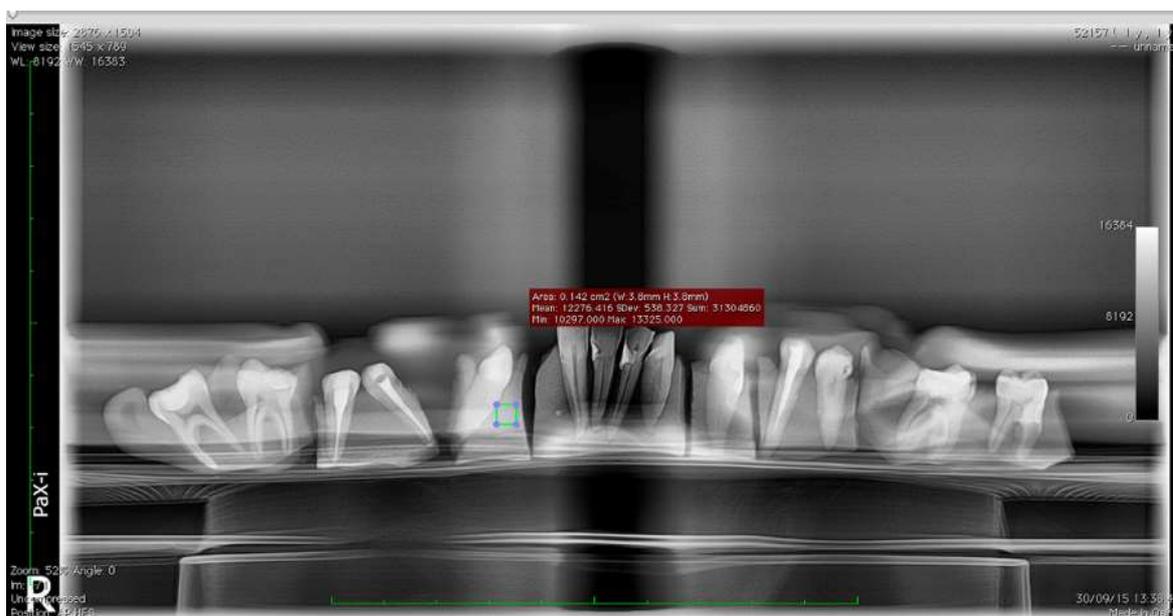


Fig. 34a-Imagen con CBCT del modelo final. Medición de la zona central del canino del 4º cuadrante.

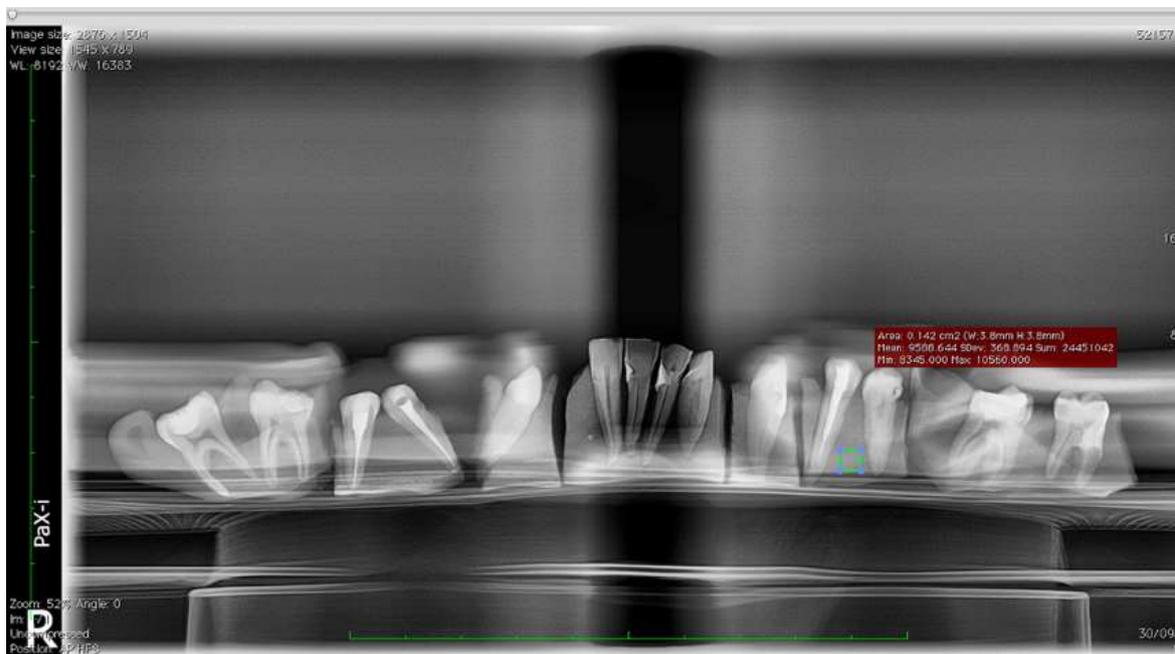


Fig. 34b-Imagen con CBCT del modelo final Medición de la zona central de premolares del 3º cuadrante.

RESULTADOS

1.- RESULTADOS DE LA PRIMERA FASE DEL ESTUDIO: SELECCIÓN DE UN MATERIAL CON DENSIDAD RADIOLÓGICA SEMEJANTE A LA DEL HUESO DE CERDO CONTROL.

El valor de densidad radiológica en escala de grises para el hueso de cerdo control fue de 117,86. Como puede apreciarse en las tablas 6 y 7 ningún material de los analizados obtuvo un valor igual a éste. Por ello, se decidió seleccionar los tres materiales que más se asemejaban a dicho valor, uno por encima y dos por debajo, estos materiales fueron: la escayola blanca con serrín (208,59), la silicona de adición con piedra pómez (97,61) y la cola + piedra pómez (92,27), pero este último material no pudo ser usado ya que sus características de fraguado no permitían reproducir correctamente la forma del cubo muestral. Es por ello que se consideró que ese material no era válido para reproducir la forma de la arcada mandibular de nuestro modelo y se optó por elegir el material con el siguiente valor más cercano al valor del hueso control.

Este fue el poliespam con polvo de bario (78,79).

En las tablas 7 y 8 aparecen los valores medios expresados en escala de grises obtenidos tras el análisis radiográfico de los materiales usados en el presente estudio.

Tabla 7: Valores de radiodensidad en escala de grises de los materiales de uso odontológico y del hueso control.

| Materiales | Media(DE) |
|----------------------------------|------------------|
| Escayola blanca + serrín | 208,59 (7,67) |
| Escayola rosa | 220,99 (3,466) |
| Alginato | 216,07 (6,44) |
| Silicona masilla | 211,85 (5,81) |
| Silicona masilla + serrín | 210,72 (4,49) |
| Escayola rosa + serrín | 209,03 (11,73) |
| Escayola blanca | 224,05 (3,41) |
| Hueso de rodilla de cerdo | 117,86 (15,78) |

Tabla 8: Valores de radiodensidad en escala de grises de los materiales de uso industrial

| Materiales | Media (DE) |
|--------------------------------------|-------------------|
| Silicona industrial | 9,01 (28,95) |
| Silicona adición + p.pómez | 97,61 (24,21) |
| Cola+ p.pómez | 92,27 (23,71) |
| Silicona ind. + serrín | 28,79 (35,83) |
| Aglomerado de madera | 54,29 (10,25) |
| Silicona ind. + corcho blanco | 3,85 (3,07) |
| Cola + serrín | 1,85 (11,71) |
| Cola + corcho | 0,00 (0,00) |
| Silicona ind. + p. Pómez | 46,06 (50,19) |
| Corcho blanco | 0,00 (0,00) |
| P.pómez | 194,59 (6,95) |
| Poliespam | 60,38 (40,47) |
| Poliespam+bario | 78,79(77,80) |
| Hueso de rodilla de cerdo | 117,86 (15,78) |

2.- SEGUNDA FASE DEL ESTUDIO: CONFECCIÓN DE MODELOS PRELIMINARES CON LOS MATERIALES MÁS SEMEJANTES A LA DENSIDAD RADIOLÓGICA DEL HUESO CONTROL.

Se realizaron modelos con los materiales seleccionados (escayola blanca con serrín, silicona de adición con piedra pómez y poliespam con polvo de bario) en forma de hemiarcada mandibular y se les realizaron radiografías en 3 zonas: incisivos, caninos y molares con la finalidad de evaluar las posibles variaciones en la densidad radiológica que se producía según el espesor del material. Así mismo se evaluó la posibilidad que ofrecía cada material de colocar dientes que pudieran sustituirse por otros del mismo grupo dentario.

Los resultados se muestran en la tabla 9. Se apreció que los valores para la escayola con serrín para las tres zonas estudiadas eran muy superiores al valor del hueso control, los valores del poliespam con polvo de bario eran muy inferiores y los valores de la silicona de adición con piedra pómez, aunque superiores, eran los que más se asemejaban al valor del hueso control.

Del mismo modo, se observó que para los tres materiales, los valores de densidad radiográfica eran menores en la zona de incisivos e iban aumentando a medida que aumentaba el grosor del material hacia el sector posterior.

Tabla 9: Valores de radiodensidad en escala de grises de los modelos de hemiarcada mandibular vaciados con los tres materiales seleccionados para cada zona dentaria.

| | Incisivos media (DE) | Caninos media (DE) | Molares media (DE) |
|----------------------------------|---------------------------------|-------------------------------|-------------------------------|
| Escayola Blanca + Serrín | 155,96(211,00) | 163,95(24,10) | 188,302(224,00) |
| Poliespam +Bario | 25,50(142,00) | 39,64(24,00) | 49,806(177,00) |
| Sil.Adición +P. Pomez | 138,21(191,00) | 155,86(207,00) | 168,454(220,00) |
| Hueso de rodilla de cerdo | 117,86(15,78) | | |

En esta segunda fase del estudio se evaluaron también las características de manipulación de los tres materiales.

La escayola con serrín resultó un material que reproducía muy bien la anatomía del hueso mandibular pero su rigidez lo hacía quebradizo a la hora de extraer los dientes de trabajo y volverlos a reposicionar en los alveolos, de modo que no permitía el uso en repetidas ocasiones del mismo modelo de trabajo.

El poliespam con bario resultó un material que también fue capaz de reproducir adecuadamente la anatomía del hueso mandibular pero presentó varios problemas. Por un lado, fue un material difícil de trabajar, ya que fue bastante complicado mezclarlo con el polvo de bario y colocarlo en la impresión de alginato por su consistencia blanda y pegajosa. Por otro lado, aun poniendo vaselina en las raíces de los dientes naturales como separador, este material se pegó fuertemente a ellas. De este modo al extraer los dientes de los alveolos se rompía el modelo al arrastrarse material junto a aquellos. Por todo esto, resultó un material que tampoco permitía el uso repetido de un mismo modelo para varias prácticas.

La silicona de adición tipo masilla, en combinación con virutas de piedra pómez, resultó un material de fácil manejo, ya que, al mismo tiempo que se mezclaba la pasta base y la pasta catalizadora, se podía incorporar sin mayores dificultades la piedra pómez. Su capacidad para reproducir estructuras de la anatomía mandibular fue muy buena, además su elasticidad una vez fraguado permitió la sustitución de los dientes naturales en los alveolos del modelo, en repetidas ocasiones, sin deformarse ni romperse.

Por todo lo expuesto anteriormente, tanto por los valores de radiodensidad como por las características físico-mecánicas y de manipulabilidad, la silicona de adición en combinación con piedra pómez fue seleccionada como el material más adecuado para la fabricación de los modelos mandibulares.

3.- RESULTADOS DE LA TERCERA FASE DEL ESTUDIO: EQUIVALENCIA ENTRE LOS VALORES DE RADIODENSIDAD OSEA MANDIBULAR OBTENIDOS EN ESCALA DE GRISES CON LOS VALORES EN UNIDADES HOUNSFIELD.

En la tabla 10 aparece el resumen de la media de radiodensidad, expresada en escala de grises, de las 25 OPT para cada uno de los grupos dentarios, en cada una de las zonas, para los dientes del tercer y cuarto cuadrantes. En la figura 29 pueden visualizarse los puntos cervical, medio y apical en los que se efectuaron las mediciones.

Tabla 10: Media y desviación estándar de la densidad radiográfica en escala de grises por grupo dentario y zona

| | | Cervical (DE) | Central (DE) | Apical (DE) | Media (DE) |
|-------------------|------------------|--------------------------|--------------------------|--------------------------|--------------------------|
| Incisivos | Tercer C. | 103,07 (18,08) | 113,59 (13,17) | 108,72 (10,46) | 108,46 (14,12) |
| | Cuarto C. | 103,03 (18,43) | 113,62 (16,36) | 105,19 (10,35) | 107,28 (15,05) |
| Caninos | Tercer C. | 106,13 (17,68) | 121,57 (13,11) | 108,14 (10,12) | 111,95 (13,64) |
| | Cuarto C. | 110,81 (16,65) | 129,47 (11,61) | 109,40 (10,94) | 116,56 (13,06) |
| Premolares | Tercer C. | 115,31 (18,53) | 122,95 (11,58) | 96,15 (11,53) | 111,47 (13,84) |
| | Cuarto C. | 114,96 (17,23) | 121,81 (12,20) | 97,27 (11,61) | 111,35 (13,68) |
| Molares | Tercer C. | 144,24 (13,74) | 138,83 (13,51) | 92,50 (15,97) | 127,12 (14,41) |
| | Cuarto C. | 145,88 (14,18) | 139,37 (12,74) | 98,28 (15,55) | 127,84 (14,16) |

En la Tabla11 aparecen los valores de la media de radiodensidad expresada en Unidades Hounsfield y la desviación estándar para cada una de las zonas de medición del 3º y 4º cuadrante. En la figura 29 pueden visualizarse los puntos cervical medio y apical en los que se efectuaron las mediciones.

Tabla 11: Media y desviación estándar de radiodensidad de las CBCTs de las 9 mandíbulas medidas en Unidades Hounsfield por grupos dentario y zona.

| | | Cervical (DS) | Central (DS) | Apical (DS) | Media (DS) |
|-------------------|------------------|----------------------------|----------------------------|----------------------------|----------------------------|
| Incisivos | Tercer C. | 1293,34 (107,87) | 1584,96 (97,71) | 1294,62 (103,31) | 1390,97 (102,96) |
| | Cuarto C. | 1072,49 (126,34) | 1597,18 (107,09) | 1403,56 (107,41) | 1357,74 (113,61) |
| Caninos | Tercer C. | 1751,28 (113,82) | 1897,78 (86,68) | 1230,92 (106,87) | 1626,65 (102,46) |
| | Cuarto C. | 1355,89 (123,73) | 1315,31 (104,64) | 1099,46 (124,02) | 1256,88 (117,46) |
| Premolares | Tercer C. | 1353,24 (106,84) | 1091,51 (85,06) | 1064,79 (101,43) | 1169,84 (97,78) |
| | Cuarto C. | 1449,66 (112,40) | 1276,63 (97,96) | 808,02 (108,38) | 1178,10 (113,61) |
| Molares | Tercer C. | 626,88 (91,33) | 798,99 (103,19) | 525,51 (114,03) | 650,46 (102,85) |
| | Cuarto C. | 622,98 (97,79) | 829,19 (91,98) | 574,18 (109,22) | 574,18 (109,24) |

Se estableció un modelo matemático que permitiera relacionar las unidades de densidad en escala de grises con los valores de radiodensidad en unidades Hounsfield. Para ello, como se ha descrito previamente, se realizó un análisis de los datos agrupándolos y elevando de esta manera el nivel jerárquico de los datos. Para las OPT las mediciones, para cada diente y zona dentaria, se agruparon obteniendo medias para cada zona y para cada grupo dentario de cada cuadrante y, por último, una media por grupo dentario (incisivos, caninos, premolares y molares), independientemente de que fueran del cuadrante derecho o izquierdo. Los valores de esta última agregación se muestran en la tabla 12.

Tabla 12: Agregación grupo dentario de los valores expresados en escala de grises de las OPT.

| N=25 | Media (DE) |
|-------------------|------------------------|
| Incisivos | 107,87 (22,81) |
| Caninos | 114,26 (29,46) |
| Premolares | 1116,65 (21,11) |
| Molares | 159,75 (22,33) |

Con los datos obtenidos de las imágenes obtenidas con CBCT, se realizó el mismo proceso a partir de los datos de cada región ósea (incisivos, caninos, premolares y molares), para cada hemiarcada y para cada zona (cervical, central y apical), y se agruparon hasta obtener información de cada región ósea, independientemente de la hemiarcada. Los datos se muestran en la Tabla 13.

Tabla 13: Agregación por regiones óseas para los valores de radiodensidad ósea (en Unidades Hounsfield) de las imágenes obtenidas con CBCT.

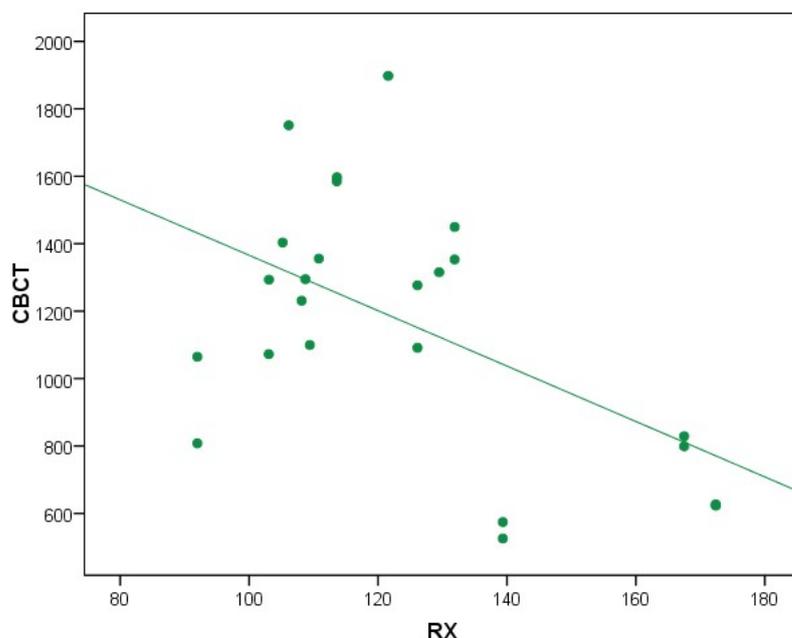
| n=9 | Media (DS) |
|-------------------|-------------------------|
| Incisivos | 1374,36 (461,60) |
| Caninos | 1441,77 (263,03) |
| Premolares | 1173,98 (383,22) |
| Molares | 662,96 (530,99) |

A continuación, se describe con detalle el proceso estadístico que se siguió para realizar la elevación jerárquica de los valores de escala de grises (OPT) y de los valores en Unidades Hounsfield (CBCT) que se ha mencionado.

Para un tipo de diente, zona dentaria y cuadrante se dispuso de una medición para OPT y otra para CBCT. La medición para OPT es la media de los 25 pacientes de su muestra; la de CBCT, la equivalente calculada sobre las 9 mandíbulas.

Ésta es la única forma de abordar el objetivo de la relación entre resultados de los distintos métodos. Por tanto, se manejaron un total de 24 medidas (3 zonas x 4 tipos de diente x 2 cuadrantes).

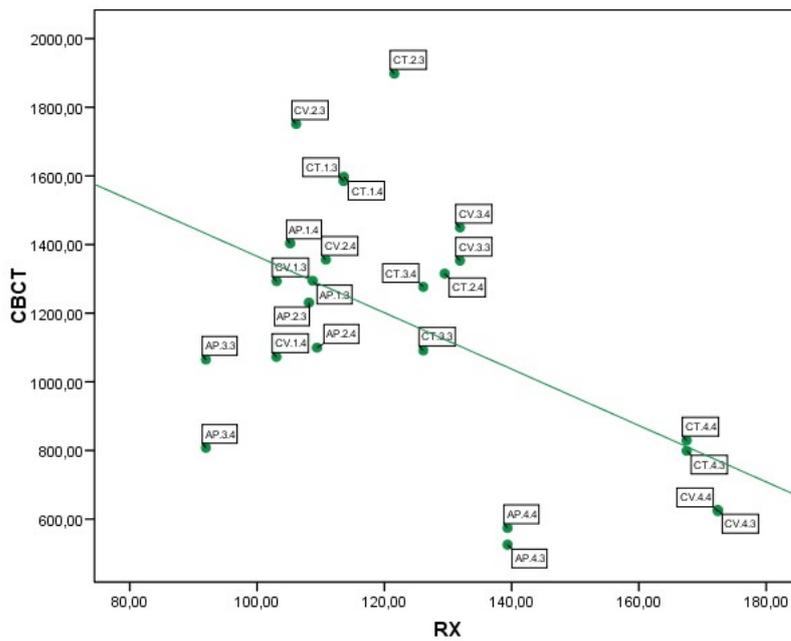
En la gráfica 1 se muestra el diagrama de dispersión de los valores proporcionados por las imágenes de CBCT frente a los de las imágenes de OPT, el cual refleja una relación apenas moderada. En efecto, el coeficiente de Spearman se ha estimado $r=-0,353$ con $p=0,091$. Se trata, pues, de una relación inversa (a más lectura en la OPT, menor valor de la medición de la CBCT), de intensidad moderada y no significativa estadísticamente, si bien se apunta una cierta tendencia ($p<0,1$).



Grafica1: Diagrama de dispersión que refleja la relación entre los valores de densidad OPT/CBCT

Cada punto representa, la media para una zona, tipo de diente y cuadrante, por lo que es interesante investigar a nivel de puntos (gráfica 2).

En la nomenclatura asignada a los puntos, las letras se corresponden a la zona (CV cervical, CT central y AP apical), el primer número es el grupo de dientes (1.incisivos, 2.caninos, 3.premolares, 4.molares) y el segundo número el cuadrante (3, 4).



Grafica 2: Diagrama de dispersión que refleja la relación entre los valores de densidad OPT/CBCT Nominales

Se observa que para las zonas central y cervical de los molares (zona inferior derecha del plano), la correlación entre valores OPT y CBCT es casi perfecta. En la región apical de los molares, el valor CBCT es claramente inferior al esperable para el nivel OPT observado.

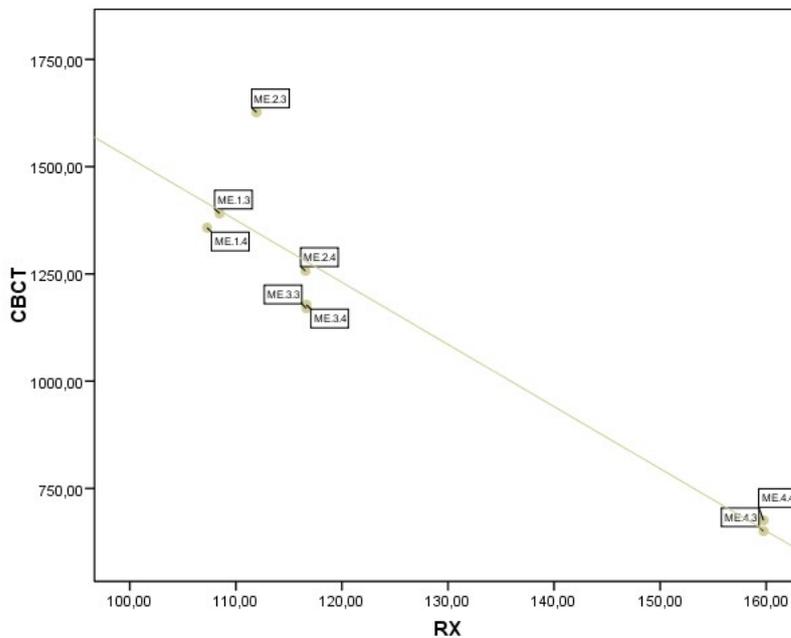
También la región apical de los premolares exhibe el mismo comportamiento. Se observa una infra-valoración CBCT de los valores esperados para el nivel OPT observado.

Otros grupos, cuyos valores parecen más alejados de la línea de ajuste general, son los correspondientes a las zonas cervical y central de los caninos en el tercer cuadrante.

Seguidamente, se estimó la correlación a un nivel jerárquico superior, sin diferenciar ya zonas dentro del diente; pero con la consiguiente reducción de la muestra a 8 elementos:

- Incisivos tercer cuadrante
- Caninos tercer cuadrante
- Premolares tercer cuadrante
- Molares tercer cuadrante
- Incisivos cuarto cuadrante
- Caninos cuarto cuadrante
- Premolares cuarto cuadrante
- Molares cuarto cuadrante

El primer hecho relevante es que la variabilidad inducida por la zona se ha ocultado (al tomar medias de las 3 regiones), obteniéndose un resultado de mayor correlación. La estimación de la correlación se cifra en $r=-0,892$, con $p=0,003$. Es decir, podemos hablar de una correlación inversa, de magnitud bastante elevada y estadísticamente significativa.



Gráfica 3: Diagrama de dispersión que refleja la relación entre los valores de densidad OPT/CBCT agregados jerárquicamente nominales.

El análisis individualizado de los puntos muestra que hay un cierto alejamiento de la línea de ajuste general sólo para los caninos en el tercer cuadrante. Parece que para la medida observada por la OPT, los valores de la CBCT medidos son mayores de lo que cabría esperar.

Con sólo 8 casos no es consistente un análisis de regresión lineal, pero dado que la asociación es tan alta, se estimó un modelo simple:

$$\text{CBCT} = 2968,76 - 14,48\text{OPT}$$

Es decir, por cada unidad adicional medida a través de la OPT, la medición de la CBCT se reduce en 14,48 UU. Hounsfield.

En la Tabla 14 se muestran los coeficientes y su significación estadística.

Tabla 14: Estimaciones de los coeficientes.

| | Coeficientes estandarizados | | no Coeficientes estandarizados | | Intervalo de confianza para B al 95% | | |
|--------------------|-----------------------------|-----------|--------------------------------|--------|--------------------------------------|-----------------|-----------------|
| | B | Error tip | Beta | t | Sig. | Limite inferior | Limite superior |
| (Constante) | 2968,760 | 286,671 | | 10,356 | <0,001*** | 2267,300 | 3670,220 |
| RX | -14,487 | 2,269 | -0,934 | -6,383 | 0,001** | -20,040 | -8,933 |

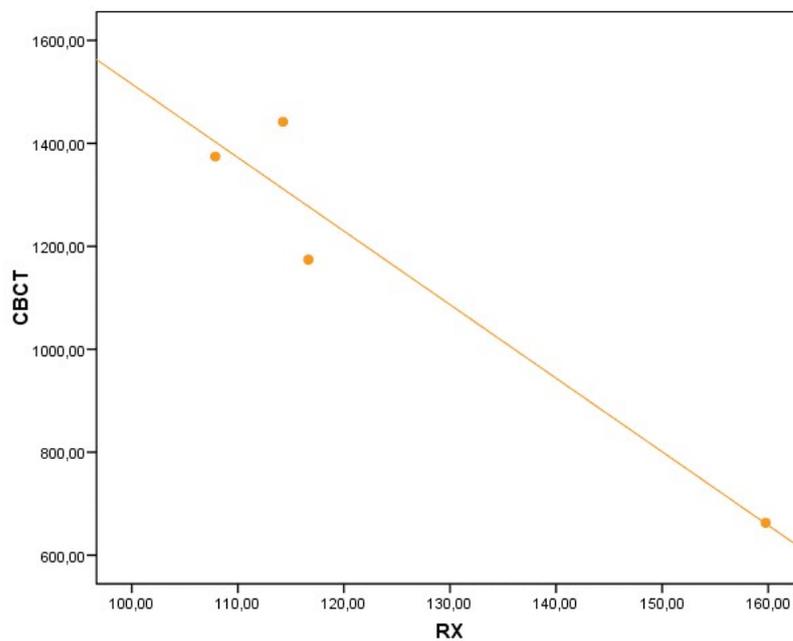
*p<0,05;

**p<0,01;

***p<0,001

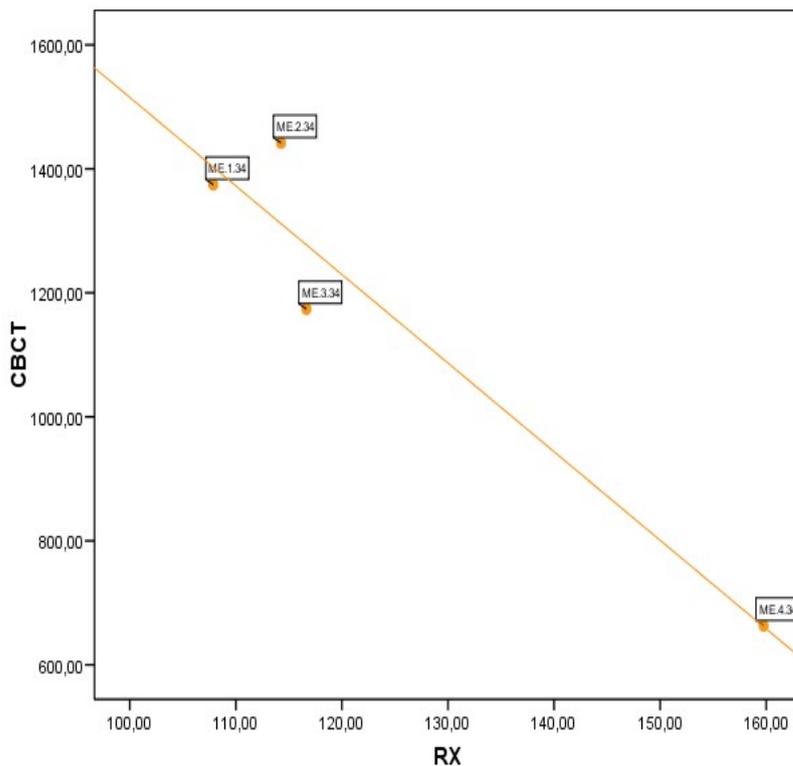
El valor R^2 del modelo de regresión es 0,872, esto es, de toda la variabilidad subyacente a las medidas de la CBCT de los grupos de dientes y cuadrantes, el 87,2% puede explicarse directamente por la lectura del valor de la OPT.

Por último, si se obtiene, para cada grupo de dientes, la media entre el tercer y el cuarto cuadrante, se alcanza el nivel más alto de agregación, tal como se muestra en las gráficas 4 y 5.



Grafica 4: Diagrama de dispersión que refleja la relación entre los valores de densidad OPT/CBCT agregados por cuadrantes.

Con sólo 4 pares de valores (RX, CBCT), $r=-0,8$ y $p=0,2$. Es decir, la correlación sigue manifestándose como alta, aunque ahora ya no se alcanzan las diferencias significativas, por la nula potencia de la prueba estadística.



Grafica 5: Diagrama de dispersión que refleja la relación entre los valores de densidad OPT/CBCT agregados por cuadrantes nominal.

De todo esto se pueden establecer tres consideraciones que resumen el proceso.

En primer lugar, si se relacionan las medidas OPT y CBCT de las diferentes zonas, grupos de dientes y cuadrantes, la asociación puede calificarse de moderada, con débil tendencia a la significatividad estadística. Se observa que a mayor valor de la medición de la OPT, tanto más pequeña es la registrada por la CBCT en Unidades Hounsfield.

En segundo lugar, si se elimina del análisis la variabilidad zonal intra-diente mediante la obtención de medias a nivel superior, la correlación entre las pruebas se hace muy intensa y alcanza la relevancia estadística.

Y por último, en tercer lugar, si se obvia el efecto contralateral y se trabaja con sólo 4 pares de medidas, uno para cada tipo de diente, la correlación es fuerte todavía, pero sin potencia estadística para descartar la ausencia de asociación.

Para comprobar la aplicación del modelo matemático, éste fue aplicado a las medias de escalas de grises obtenidas con las imágenes de OPT de modo que fueran transformadas en Unidades Hounsfield. Los datos obtenidos se expresan en la tabla 15.

Tabla 15: Transformación de los valores en escala de grises valores en Unidades Hounsfield al aplicarles el modelo de correlación matemática.

| | Media OPT | MediaCBCT |
|------------------------------------|------------------|------------------|
| Incisivos tercer cuadrante | 108,46 | 1398,24 |
| Incisivos cuarto cuadrante | 107,28 | 1415,295 |
| Caninos tercer cuadrante | 111,95 | 1347,76 |
| Caninos cuarto cuadrante | 116,56 | 1280,92 |
| Premolares tercer cuadrante | 111,47 | 1354,67 |
| Premolares cuarto cuadrante | 111,35 | 1356,47 |
| Molares tercer cuadrante | 127,12 | 1128,12 |
| Molares cuarto cuadrante | 127,84 | 1117,60 |

A la luz de los valores numéricos obtenidos de la transformación de la escala de grises en Unidades Hounsfield reflejada en la tabla 15, se pudo concluir que las medias por zonas de dientes entre la muestra de pacientes reales y la muestra de mandíbulas de cadáveres eran similares en todas las zonas excepto en la zona de molares. En esta zona los valores de las imágenes de OPT eran muy superiores a los valores de las proporcionadas por la CBCT; esto se puede explicar debido a que en las OPT la lengua supone una superposición justo en la zona de los molares, lo cual determina que los valores en la escala de grises de las imágenes de OPT sean superiores.

4.- RESULTADOS DE LA CUARTA FASE DEL ESTUDIO: CONFECCION DE UN MODELO DE ARCADAS MANDIBULAR COMPLETA.

Se fabricó un primer modelo de arcada mandibular con silicona de adición tipo masilla y partículas de piedra pómez y con las concentraciones usadas en la primera fase del estudio (1:1).

En la tabla 16 se exponen los valores en Unidades Hounsfield obtenidos al realizar una CBCT sobre este primer modelo.

Tabla 16: Valores de radiodensidad en Unidades Hounsfield de la CBCT del modelo de arcada mandibular con la concentración de piedra pómez inicial comparada con los valores control.

| | | Media por cuadrante | Media arcada | Valor control |
|------------|-----------|---------------------|--------------|---------------|
| Incisivos | Tercer C. | 922,43 | 946,01 | 1374,36 |
| | Cuarto C. | 969,60 | | |
| Caninos | Tercer C. | 1088,00 | 900,18 | 1441,77 |
| | Cuarto C. | 712,36 | | |
| Premolares | Tercer C. | 1077,76 | 995,50 | 1173,97 |
| | Cuarto C. | 913,23 | | |
| Molares | Tercer C. | 1060,76 | 919,62 | 662,95 |
| | Cuarto C. | 778,46 | | |

Como se observa, este modelo fabricado con las concentraciones iniciales, dio unos valores que distaban de los valores determinados como control para cada una de las zonas de medición. Esto fue así porque se utilizó la misma concentración de piedra pómez para todo el modelo sin tener en cuenta las variaciones de densidad por zona.

Surgió entonces la necesidad de encontrar la concentración de piedra pómez necesaria para reproducir los valores de radiodensidad determinados como control para cada una de las zonas de la mandíbula.

Tras realizar los ajustes en las proporciones de cada componente, expresadas en material y método, se halló la concentración adecuada para cada zona.

En la tabla 17 aparecen los valores de densidad por zonas en el modelo que se consideró definitivo.

Tabla 17: Valores de radiodensidad en Unidades Hounsfield de la CBCT del modelo de arcada mandibular con la concentración de piedra pómez final comparada con los valores control.

| | | Media por cuadrante | Media arcada | Valor control |
|-------------------|------------------|---------------------|--------------|---------------|
| Incisivos | Tercer C. | 1349,00 | 1348,00 | 1374,36 |
| | Cuarto C. | 1347,00 | | |
| Caninos | Tercer C. | 1713,0 | 1638,00 | 1441,77 |
| | Cuarto C. | 1563,00 | | |
| Premolares | Tercer C. | 1164,00 | 1167,00 | 1173,97 |
| | Cuarto C. | 1171,00 | | |
| Molares | Tercer C. | 677,36 | 686,79 | 662,95 |
| | Cuarto C. | 696,23 | | |

Discusión sobre la metodología

Existen dos grandes tipos de métodos para evaluar la densidad ósea. Por un lado, están las determinaciones directas, que consisten en técnicas quirúrgicas Invasivas en las cuales se obtiene una porción del hueso que se pretende analizar para efectuar la medición de forma extracorpórea. Y por otro lado, están las técnicas no invasivas, consistentes en realizar mediciones sobre imágenes de las estructuras óseas que se quieren evaluar.

En las mediciones directas se puede cuantificar la densidad como $D=M/vol.$, y expresarla en mg/cm^3 (Stephan, 1997). Éste no es el método habitualmente utilizado, por lo que se suele utilizar las mediciones indirectas a partir de imágenes.

Estos métodos usan técnicas densitométricas no invasivas que se basan en el principio de la atenuación que sufren los rayos X o los fotones de rayos gamma al atravesar los tejidos. Dicha atenuación se relaciona con el grosor y la composición de los tejidos que atraviesan, fundamentalmente del grosor mineral óseo. (Los valores de atenuación pueden ser expresados en equivalentes a grosor mineral para, a continuación, compararlos con curvas basadas en la población normal. El resultado se expresa en desviaciones estándar respecto a estas curvas de normalidad. El valor así obtenido es una medición combinada de tejido óseo, médula ósea y otros tejidos circundantes. (Bouxsein y cols., 1997).

La verdadera medida de la masa ósea requeriría un densitómetro tridimensional que excluyera la médula ósea y los tejidos que rodean el hueso.

En la actualidad el único densitómetro volumétrico que existe es la tomografía computadorizada cuantitativa (QTC), pero ésta incluye la médula ósea en su medición (Ibáñez, 2003).

La nueva generación de aparatos para realizar TC con detectores de gemas tiene la capacidad de hacer imagen espectral y obtener y cuantificar solo un tejido. Por ejemplo, se usa para conocer la composición de los cálculos renoureterales previamente a los tratamientos.

También se usa para disminuir la dosis radiológica, ya que mediante la aplicación de programas informáticos, con un solo estudio que se le realice al paciente con contraste, se puede obtener las imágenes sin el contraste. De ese modo la dosis es la mitad y se tiene la información de ambas imágenes.

En nuestro caso, para evaluar la densidad del hueso mandibular, lo que haría falta, in vivo, es conocer el espectro de la medula ósea y entonces obtener solo la del hueso y cuantificarla. Todas las técnicas densitométricas no invasivas existentes en la actualidad son radiológicas, excepto el densitómetro por ultrasonidos (Sarmen, 2014).

Desde la radiología tradicional hasta las técnicas más actuales, basadas en el análisis de la imagen, se han propuesto muchas metodologías para la valoración de la densidad ósea.

La radiología es una sencilla forma de medición, pero presenta importantes limitaciones dado que proporciona una densidad fotográfica de modo que lo que realmente se valora es la intensidad del color negro de forma empírica. Además, sólo detecta disminuciones de la masa ósea superiores a un 30%; es una representación en 2 dimensiones de las 3 dimensiones del espacio, lo cual supone una superposición de estructuras y presenta una magnificación impredecible (Pons, 2000). Por tanto, es una técnica poco sensible y subjetiva, pero útil para determinar las densidades aire, grasa, agua, hueso, 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 se obtiene el índice panorámico mandibular y el cortical mandibular de Taguchi, muy utilizado en la literatura (Taguchi, 1997).

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 informáticos, está la medición de la densidad ósea basada en una escala de grises, de este modo, el sistema DRS calcula el número de píxeles con un determinado nivel de gris o el porcentaje de los

mismos con cambios en dichos niveles, pudiéndose apreciar los cambios de densidad al superponer dos radiografías periapicales estandarizadas. Además esta densidad se puede cuantificar utilizando el sistema CADIA, programa de análisis de imagen y ayuda al diagnóstico (Ruttiman, 1986).

Se han propuesto diferentes técnicas para cuantificar la densidad radiológica del hueso.

La absorciometría fotónica simple (SPA) es la primera técnica que apareció (años 60). Un fotón procedente de una fuente radioactiva atraviesa el hueso periférico. El densitómetro mide la atenuación del haz de rayos X al paso por el tejido. Dado que solo se utiliza un fotón, no se puede separar la atenuación producida por el tejido óseo y la producida por los tejidos blandos. Es por ello que esta técnica solo se puede utilizar en lugares como el calcáneo o el radio, donde casi todo el tejido atravesado es óseo. Quedó en desuso al desarrollarse los densitómetros de energía de rayos X -SXA- (Bräger, 1998).

La absorciometría fotónica dual (DPA) es semejante a la anterior pero utiliza dos fotones distintos procedentes de un radioisótopo. Al haber atenuación de dos haces fotónicos, el densitómetro es capaz de diferenciar la atenuación del hueso de la de los tejidos blandos y por ello se puede utilizar tanto en el hueso periférico (antebrazo) como en el axial (cadera y columna). Este método fue desplazado también por la absorciometría dual de rayos X (DXA) que no precisa fuente isotópica (Chöel, 2003).

La absorciometría radiológica (DXA), también conocida como de doble energía, es una técnica que apareció en los años 80 (Lorente y cols., 2012). Con esta técnica, dos haces son emitidos por una fuente de rayos X en lugar de una fuente radioactiva, consiguiendo mayor precisión que con la DPA. Al utilizar dos haces de distinta energía se puede corregir la atenuación producida por los tejidos blandos al igual que la DPA. Es el método más extendido en la actualidad por su baja radiación, su precisión y capacidad de medir tanto el esqueleto axial como el apendicular (Jergas, 1993).

Estos aparatos representan los valores de masa ósea en g/cm^2 (BMD), contenido mineral óseo (BMC), en gramos, (área (cm^2), altura (cm) y grosor

(cm) del área explorada. Son aparatos de alta precisión y repetitividad. Pero, como desventaja presentan un alto coste y un gran tamaño, por lo que requieren mucho espacio y personal especializado para su manejo (Johnston 1991).

La DXA se considera el método de elección para la evaluación de la masa y de la densidad ósea sistémica, pero presenta limitaciones al aplicarlo en el área máxilo-facial, ya que es una zona con espacios pequeños y además, esta técnica no es capaz de distinguir la densidad de hueso trabecular y cortical debido a que proyecta en dos dimensiones la tridimensionalidad del hueso (López, 2010).

Los estudios de DXA sobre humanos se iniciaron cuando Corten y cols. (1993), estudiaron la densidad mandibular de pacientes dentados y edéntulos. Posteriormente, Horner y cols. (1996), Southard y cols. (2000), Lindhl y cols. (2004) y Drage y cols. (2007), han usado esta técnica para encontrar una posible relación entre las densidades de hueso oral y sistémico. También se hicieron estudios que demostraron correlación entre densidad ósea y edad (Devlin y cols, 2004). Los dos estudios para realizar mapas de densidades de maxilar y mandíbula con DXA corresponden a (Devlin y cols, 1998) y más recientemente a (López y cols., 2010).

Los densitómetros periféricos son aparatos desarrollados en los últimos años, unos por absorciometría simple de rayos X (SXA) y otros por doble energía de rayos X (DXA) (Cosman, 1991). Todos ellos tienen la ventaja de su menor tamaño, escasa radiación y no precisar personal especializado para su uso.

La SXA utiliza una simple radiografía de manos con una placa de alta precisión (Yates, 1995). Cabe destacar dos tipos de equipos analizadores con esta técnica: el Bonanalycer, que digitaliza la imagen óptica de la radiografía y calcula la densidad de la región central del segundo metacarpiano, comparándola con una placa de aluminio que se utiliza como patrón.

El resultado se expresa en equivalentes de aluminio. Es una técnica que tiene una precisión del 1-2%; y el Osteoradiometer, que permite analizar la BMD de las falanges medias de los dedos 2º, 3º y 4º con una radiografía simple de

alta resolución. La medida que se obtiene por este método es la media de los tres huesos estudiados. Su precisión no es tan buena (5-7%) como la del Bonanalyzer (Ross, 1997).

Entre los dexta-periféricos (p-DXA) destacan también dos sistemas. La absorciometría digital computarizada de doble energía de rayos X (CDA) que está diseñada para medir la masa ósea de la falange media del tercer dedo de la mano no dominante. Este dispositivo ha demostrado tener alta precisión y alta correlación con las mediciones obtenidas con densitómetros periféricos de reabsorciometría de la mano y antebrazo $-r > 0,90$ (Bouxsein, 1997) y el densitómetro de falange CDA que ha demostrado ser predictivo de fractura vertebral y de cadera.

De forma global, los métodos basados en la densitometría periférica, pueden definirse como métodos rápidos, seguros, fiables y baratos.

La ultrasonografía (BUA) es una técnica que utiliza la atenuación de ultrasonidos de banda ancha a través del hueso para determinar la densidad y estructura ósea. Basándose en el uso de esta técnica se han desarrollado densitómetros que miden la densidad mineral ósea del calcáneo y de la rótula. Miden fundamentalmente hueso trabecular con una precisión del 0,4-4% (Sosa, 2002).

Actualmente la tomografía cuantitativa computadorizada (QTC) proporciona una medida volumétrica de la densidad ósea arrojando valores medidos en g/cm^3 . Estos aparatos permiten realizar mediciones en cualquier localización y son capaces de diferenciar el hueso cortical del trabecular. Se ha demostrado que la diferencia de la BMD con la edad, entre sujetos sanos y con osteoporosis es mayor medida con QTC que con DXA (Pacifi, 1990), siendo la precisión del QTC del 1% en la columna y del 1,2-3% en la cadera. Son aparatos de alto coste y que irradian con altas dosis al paciente (Kelly, 1988).

La TC se considera una técnica útil para valorar la densidad ósea mediante la escala Hounsfield, una escala de grises determinada por la discriminación de los valores de atenuación de los rayos X al atravesar el hueso. En los primeros aparatos de TC el procesado mediante ordenador permitía diferenciar 2.000 grados, con un intervalo desde el -1.000 hasta el $+ 1.000$ mientras que en los aparatos de última generación hay 4.100 grados, con un intervalo desde el -1.024 hasta el $+ .3076$.

Utilizando la TC muchos autores han intentado realizar un mapa de densidades en maxilar y mandíbula para usos diversos, como por ejemplo para el diagnóstico preimplantológico, ya que permite medir la densidad ósea del hueso receptor y así prever las propiedades biomecánicas del mismo y la estabilidad primaria de los futuros implantes (Turkyilmaz, 2007). Así, desde 1987, hay estudios con TC para evaluar la densidad ósea como técnica preimplantológica (Schwartz, 1987). Estos estudios se han continuado a lo largo del tiempo y, en la primera década de este siglo, se han incrementado siguiendo la tendencia, cada vez mayor, de la colocación de implantes en clínicas dentales.

En 2005, Ikumi y Tsutsumi determinaron que los valores de densidad prequirúrgica pueden predecir la estabilidad inicial primaria de los implantes, al realizar un estudio en el que midieron con TC la densidad alrededor de 56 implantes simulados en 13 pacientes. Encontraron una significativa relación entre la densidad ósea y el torque de inserción de los implantes colocados después de la medición (Ikumiri, 2005).

En dos estudios con TC (2007 y 2008), se midieron las densidades óseas en las distintas áreas anatómicas bucales. Se encontró una fuerte correlación de la densidad ósea con la región anatómica del maxilar o mandíbula y con la localización. Así, se observó diferencias significativas entre áreas anteriores y posteriores del mismo hueso y entre las áreas mandibulares anteriores y maxilar posterior. No se hallaron entre la mandíbula posterior y el maxilar anterior. También se encontraron diferencias significativas de densidad ósea según el sexo y la edad (Turkyilmaz, 2007).

Posteriormente, Oliveira y cols. (2008) utilizaron 51 pacientes para correlacionar valores densitométricos objetivos medidos sobre TC y subjetivos -medidos con el índice de Lekholm-Zarb- en hueso trabecular de maxilares y mandíbulas. Los resultados fueron de más de 400 UH para el tipo I de hueso, entre 400-200 UH para los tipos II y III y menos de 200 UH para el hueso de tipo IV. De ello se deduce la posibilidad de encontrar distintas calidades óseas en cualquiera de las regiones estudiadas y un amplio rango de densidades expresadas en UH para cada tipo de hueso en la clasificación de Lekholm-Zarb.

Más recientemente, Farré y cols. (2011) utilizaron imágenes de TC y el software Physioplanet TMR para realizar un estudio sobre 10 pacientes. Encontraron correlación entre la densidad objetiva expresada en UH y la subjetiva, determinada por la clasificación de Leckholm-Zarb, así como entre la densidad ósea y la región anatómica de los maxilares.

Teniendo en cuenta las dificultades que presenta el sistema DXA para realizar estudios densitométricos en el maxilar y la mandíbula, y apoyándonos en la fiabilidad probada y la utilización cada vez mayor de las técnicas basadas en la tomografía, parece lógico utilizar ésta técnica para evaluar la densidad ósea de los maxilares, ya que se trata de una técnica diagnóstica de uso frecuente en el ámbito de la odontología.

En el presente estudio se utilizó la CBCT para determinar los valores de radiodensidad ósea del hueso seco mandibular de cadáveres humanos. Estos valores numéricos, expresados en Unidades Hounsfield fueron correlacionados matemáticamente con los valores de densidad radiológica expresados en escala de grises obtenidos sobre ortopantomografías.

De este modo, no se irradió a ningún paciente para la realización de este estudio, sino que se aprovecharon las OPT tomadas a pacientes totalmente dentados por motivos clínicos y se correlacionaron con los valores de densidad ósea en unidades Hounsfield de la CBCT realizada a mandíbulas humanas.

Por otro lado, se logró hallar un modelo matemático que correlacionara las Unidades Hounsfield, con la escala de grises.

En cuanto a los modelos realizados, se decidió reproducir la morfología mandibular, porque se consideró que, en el maxilar, la presencia de los senos maxilares podría suponer una dificultad añadida a la hora de reproducir de forma fidedigna la anatomía del mismo.

En nuestro conocimiento, no se dispone de modelos de simulación en los que se reproduzca la densidad ósea para su aplicación en la formación preclínica de la endodoncia. Tan solo se ha reportado, en la bibliografía, un modelo autofabricado por estudiantes para la enseñanza preclínica de la endodoncia, sobre el que pueden hacerse radiografías, aplicar localizadores de ápice, etc., pero que no tiene en cuenta la radiodensidad ósea (Arroyo,1998).

El presente estudio aporta la posibilidad de obtener modelos con diferente espesor de simulación de hueso en las diferentes zonas mandibulares, en los que se puedan intercambiar los dientes y simular las características óseas de cada zona mandibular (incisiva, canina, premolar y molar).

Discusión sobre los resultados.

El material de elección en este estudio fue la silicona de adición con polvo de piedra pómez, ya que ambos materiales en combinación cumplieron los requisitos demandados y además se trataba de productos de fácil acceso, de fácil manejo y de bajo coste.

La silicona de adición tipo masilla (Zhermack, Rovigo, Italia) es utilizada para la toma de impresiones de las arcadas dentarias, es un material con unas características físico-mecánicas que permite una fácil manipulación y dosificación, fragua en un tiempo corto y tiene una estabilidad dimensional suficiente para el propósito que nos ocupa. Además, su flexibilidad permite que en los alveolos creados antes del fraguado se puedan reposicionar dientes extraídos permitiendo así que el modelo de trabajo sea reutilizable y se puedan realizar diversas prácticas sobre un mismo modelo.

La pumita (también llamada piedra pómez, jal o liparita) es una roca ígnea volcánica vítrea, con baja densidad y muy porosa, de color blanco o gris que contiene feldespato potásico, cuarzo y plagioclasa; pasta de grano fino a vítreo en las que cristales de biotita forman fenocristales. La utilidad que se le da es muy variada y funcional. Por su poder abrasivo leve se usa para distintos tipos de industria como: limpiador de cristales o gomas de borrar, en la fabricación de productos de limpieza como el jabón de lava; en cosmética, para la fabricación de cosméticos exfoliantes; y en odontología, se usa en forma de polvo para ser añadida en algunos dentífricos.

En este estudio se usó por su elevada radioopacidad lo cual permitió que sirviera para simular las variaciones de densidad que se observan en la trabeculación del hueso esponjoso de la mandíbula.

La finalidad de mezclar estos dos materiales en diferentes proporciones era obtener modelos con densidades específicas para cada zona de la mandíbula, tal como ya se ha mencionado.

Aunque no existen estudios comparables con el realizado en este trabajo, sí que hay estudios de la densidad ósea mediante técnicas indirectas de imagen de los maxilares. Por ejemplo, hay estudios que correlacionan la densidad ósea numérica obtenida mediante el análisis de TC y los diversos índices subjetivos sobre valores de densidad que hay reportados en la bibliografía. En esta línea encontramos artículos como el de Gómez (2006) en el cual se evalúa la correlación de la densidad ósea obtenida con TC de manera objetiva con la clasificación subjetiva de Lekholm-Zarb, dando a cada tipo de hueso un intervalo numérico expresado en UH (Gómez de la Mata J, 2006); o el de Shapurian (2006), en el cual se realiza una comparación de las cifras densitométricas objetivas expresadas en UH obtenidas mediante con las subjetivas de la clasificación de Lekholm-Zarb; en él se usaron 101 pacientes y sólo fue significativa la relación en el hueso de tipo IV; además, no se halló relación entre densidad y edad, sexo, arcada y lado.

Algunos estudios comparan entre sí los diferentes índices de medición de la radiodensidad, como es el caso del estudio de Lee (2006). Se trata de un estudio comparativo entre 4 métodos de valoración de la densidad ósea. Se realizó sobre cadáveres humanos, comparando las densidades óseas obtenidas con las clasificaciones de Misch y Lekholm-Zarb, la TC convencional y la CBCT. Se observó que, para notar diferencias radiográficas y táctiles de resistencia al fresado, era necesaria una diferencia de 180 UH y que la densidad ósea objetiva obtenida con CT y CBCT estaba escasamente relacionada con el torque de inserción.

Por otro lado, hay estudios en los que se efectúan conversiones de valores de radiodensidad con los datos obtenidos mediante técnicas indirectas de medición y los datos de radiodensidad ósea reales obtenidos con técnicas invasivas directas. Es el caso del estudio realizado por Lagraveré (2008), en el cual se realiza una conversión de unidades de medida de radiodensidad ósea entre las UH obtenidas en el estudio por imágenes y las unidades reales de densidad. Se determinó así el coeficiente de conversión de las unidades Hounsfield obtenidas por estudios de CBCT a unidades de medida en gr/cm^3 , estudiando muestras de materiales de densidades conocidas.

Se observó que los valores expresados en UH eran mayores en la CBCT que en la TC convencional y que variaban significativamente según el método y según el software utilizado.

Como se ha descrito, se han analizado las posibles correlaciones entre las diferentes formas de medición de la radiodensidad ósea, lo cual apoya la búsqueda de la correlación entre valores en escala de grises y valores en Unidades Hounsfield realizado en nuestro estudio.

Otros trabajos tratan de las diferencias de los valores de radiodensidad en función del área de medición dentro del hueso mandibular. En un estudio de la densidad ósea,, realizado mediante TC en los maxilares (por zonas) en 63 pacientes se midieron las áreas cortical y trabecular de hueso alveolar y basal por las zonas vestibular y lingual o palatina en las áreas de incisivos, caninos, premolares, molares y tuberosidad. Se observó que la mayor densidad maxilar se halla en el área canina y premolar, y la menor en la tuberosidad. También se apreció que la densidad de la cortical mandibular es 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 (Park, 2008).

En esta línea, se realizó un estudio de la distribución de la densidad según cuatro regiones anatómicas bucales mediante las clasificaciones de Lekholm-Zarb y de Misch. Se determinó que los tipos de hueso I y II eran menos frecuentes que los tipos III y VI, que el tipo II predomina en la mandíbula y el III es más prevalente en el maxilar. La región anterior de la mandíbula es por tanto la más densa, seguida de las áreas mandibular posterior, maxilar anterior y maxilar posterior (Truhlar, 1997).

Finalmente, hay que considerar la relación entre la densidad ósea y la localización anatómica. Como ilustran diversos artículos publicados entre 2001 y 2011, la densidad de los huesos maxilares está fuertemente relacionada con la localización anatómica, siendo habitual que la mayor densidad ósea se localice en la zona anterior de la mandíbula y la menor densidad en el sector posterior del maxilar (Norton, 2001; Turkylmaz, 2007; Farré, 2011).

Estos artículos arrojan resultados muy similares a los hallados en nuestro estudio en cuanto a los valores de radiodensidad ósea en función de las zonas de medición.

CONCLUSIONES

FINALES

De acuerdo con los resultados obtenidos y respondiendo a los objetivos propuestos se puede concluir lo siguiente:

1. La combinación de materiales más idónea, por sus características de radiodensidad y propiedades de manipulación (de entre los preseleccionados tras la determinación de su radiodensidad y su comparación con la del hueso), fue la silicona de adición mezclada con piedra pómez.
2. La radiodensidad medida, en escala de grises sobre imágenes de ortopantomografías, mostró un incremento progresivo desde la zona de incisivos a la de molares.
3. La radiodensidad media estimada en la mandíbula, en unidades Hounsfield sobre imágenes de CBCT, fue decreciendo progresivamente desde la zona de incisivos a la zona de molares.
4. Los valores de radiodensidad en escala de grises se pueden relacionar con los valores de radiodensidad en unidades Hounsfield mediante un modelo matemático.
5. A partir de la correlación matemática, se han determinado las concentraciones adecuadas de la mezcla de los dos materiales seleccionados (silicona de adición mezclada y piedra pómez) para cada zona dentaria (incisivos, caninos premolares y molares).

En definitiva, se ha desarrollado un modelo docente de arcada mandibular que permite la realización de actividades de entrenamiento, diagnósticas y terapéuticas en el marco del proceso de enseñanza-aprendizaje preclínico en El ámbito de la endodoncia.

REFERENCIAS

BIBLIOGRÁFICAS

- Aguiar M, Marques A, Carvalho A, Cavalcanti M. Accuracy of magnetic resonance imaging compared with computed tomography for implant planning. *Clin Oral Implants Res.*2008; 19:362-365.
- Aichert A, Wein W, Ladikos A, Reichl T, Navab N. Image-based tracking of the teeth for orthodontic augmented reality. *Med Image Comput Comput Assist Interv.*2012; 15: 601-608.
- 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; 34:359-366.
- American Dental Association (sede web) Chicago: Ada.org (Acceso 14 de julio de 2011) Disponible en: <http://www.ada.org/session/5739.aspx>
- Apple (sede web). Estados Unidos. (Acceso 1 de Junio 2011) Disponible en: <http://www.apple.com/es/iphone/specs.html>
- Arana F, Buitrago P, Benet F, Tobarra E. Tomografía computerizada: introducción a las aplicaciones dentales. *RCOE* 2006; 11:311-322.
- 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 conebeam computerized tomography. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2005; 20:416-424.
- Azuma RT. A Survey of Augmented Reality. En *Teleoperators and Virtual Environments*. Pp: 355-385.
- Barona C, Martínez-González J.M, Ortega R, Baos MT, Donado A. Diagnóstico Radiológico en Implantología Oral. *Prof Dent* 1999; 3:165-169.
- Benson B, Prihoda T, Glass B. Variations in adult cortical bone mass as measured by a panoramic mandibular index. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol.* 1991; 71:349-356.
- Bouxsein M, Michaeli D, Plass D, Schick D, Melton M. Precisión and accuracy of computed digital absorciometry for assessment of bone density of hand. *Osteoporosis Int* 1997;7:444-44

- Bräger 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: 967-974.
- Bras J, van Ooij CP, Abraham-Inpijn L, Kusen GJ, Wilmink 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; 53:541-545.
- Bruellmann D, Tjaden H, Schwanecke U, Barth P. An optimized video system for augmented reality in endodontics: a feasibility study. Clin Oral Invest 2013; 17:441–448.
- Bustard LK. Use of pigs in biomedical research. Nature.1965;208:531–535
- Bycocoa (sede web) (Acceso 2 de junio de 2011) Disponible en: <http://bycocoa.com/cms/vademecum>
- Carestream Health, Inc (sede web) Toronto, Canada (Acceso 4 de julio de 2011). Disponible en: <http://eamer.carestreamdental.com/es-es/digital-imaging/intraoral-radiography/kodak-rvg-6500/ipod-compatibility.aspx>
- Caudell T, Thomas P, Mizell D. Augmented Reality: An Application of Heads-Up Display Technology to Manual Manufacturing Processes. En: Proceedings of Hawaii International Conference on System Sciences; Pp: 659-669.
- 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; 140:1366-1372.
- 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; 19:15-18.
- Celenk P, Celenk C. Evaluation by quantitative magnetic resonance imaging of trabecular bone quality in mandible and cervical vertebrae. Clin Oral Implants Res.2010;21:409-413

- 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; 95:364-370.
- 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; 33:177-182.
- 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; 38:215-219.
- Cosman F, Herrington B, Himmelstein S, Lindsay R. Radiographic absorciometry: a simple method for determination of bone mass. *Osteoporosis. Int* 1991; 2:34-38.
- 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; 105:231-8.
- 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 OraOral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 2004; 98:102-109.
- Distimo (sede web). Utrech (Holanda). Abril 2011 (Acceso 24 mayo 2011). Disponible en: <http://www.distimo.com/publications/>
- Dută, M., Amariei, C. I., Bogdan, C. M., Popovici, D. M., Ionescu, N., & Nuca, C. I. An overview of virtual and augmented reality in dental education. *Oral Health and Dental management*,2011; 10: 2.
- Ec-europe (sede web) (Acceso 2 de julio de 2011). Disponible en: <http://apps.ec-europe.com/odontologia/>
- Espejo L, Elian S, Luz MA. Development and Application of a New Learning Object for Teaching Operative Dentistry Using Augmented Reality. *J. DEnt Educ* 2015; 79:1356-1362.

- Farman AG. En: Farman Panoramic Radiology. Seminars on maxillofacial Imagin and interpretation. 2007. Berlin: Ediciones Springer
- Farré N, Augé ML, Alaejos F, Mareque J, Ferrés E, Hernández F. Relation between bone density and primary implant stability. Med Oral Patol Oral Cir Bucal. 2011; 16:e62-67.
- Folguera F, Juan MC, Herrero A, Alexandrescu L. Introducción a una nueva dimensión en la morfología dentaria: AR Dental (Realidad Aumentada Dental). Gaceta Dental 2013; 252:200-209.
- Folguera S, Forner L, Llena C, Esteve I La Realidad Aumentada como herramienta docente. In: Ramiro-Sánchez T, Ramiro MT, Bermudez MP (eds). X Foro Internacional sobre la Evaluación de la Calidad de la Investigación y de la Educación Superior (FECIES). 2013, Granada. Pp. 839-845
- Fourmouis 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; 5:37-47.
- Geraets W, Verheij J, van der Stelt P, Horner K, Lindh C, Nicopoulou-Karayianni K, Jacobs R, Harrison E, Adams J, Devlin H. Prediction of bone mineral density with dental radiographs. Bone 2007; 40:1217-1221.
- Golzarri A, Ortiz R. La tecnología informática y sus aplicaciones para la enseñanza de la odontología. Revista Odontológica Mexicana 2006; 10(3):0138-142 (Actualizada el 2 de junio de 2011; acceso 2 de junio de 2011). Disponible en: <http://web.me.com/vrjanson/DentALL>
- Gómez de la Mata J, Lora M, Gómez de la Mata Galiana G, Gutiérrez JL. Planificación y rehabilitación inmediata en la cirugía mínimamente invasiva. RCOE 2006; 11:221-227.
- Grampp S, Genant H, Mathur A, Lang P, Jergas M, Takada M. Comparisons of Noninvasive Bone Mineral Measurements in Assessing Age-Related Loss, Fracture Discrimination, and Diagnostic Classification*. J bone and mineral research 1997; 12
- Gray C, Redpath T, Smith F, Staff R. Advanced imaging: Magnetic resonance imaging in implant dentistry. Clin Oral Implants Res. 2003; 14:18-27.

- Hatcher D, Dial C, Mayorga C. Cone beam CT for pre-surgical assessment of implant sites. *J Calif Dent Assoc.* 2003; 31:825-833.
- Henzi D, Davis E, Jasinevicius R, Hendricson W (2006) North American dental students' perspectives about their clinical education. *J Dent Educ* 70:361-377
- Hernández R, Romero B, Klerig J, Ferrer R, Sánchez S, Urriolagoitia G. La Mecanobiología en Odontología.
- Ianucci M. En: *Dental radiography. Principals techniques.* 2012. 4ª edición. USA: Ediciones Elsevier Masson.
- Ibañez R. Bone mineral density measurement techniques *An. Sist. Sanit. Navar* 2003;26
- 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: 253-260.
- Iphormation.com (sede web). (Actualizada el 30 de Abril de 2011; Acceso 4 de junio de 2011). Disponible en: <http://www.iphormation.com>
- 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; 104:10-16.
- Jaju P. En: *Dental CT.* 2013. 1ª edición. Panamá: Ediciones Jaypee brothers.
- Jeffcoat M, Reddy M, Webber L, Williams R, Ruttimann U. Extraoral control of geometry for digital subtraction radiography. *J Periodontal Res.* 1987; 22:396-402.
- Jergas M, Genant HK. Current methods and recent advances in diagnosis of osteoporosis. *Arthritis Rheum* 1993; 36:1649-1662
- Johnston C, Slemenda C, Melton J. Clinical use of bone densitometry. *N Eng JMed* 1991; 324:1105-1109.
- 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; 115:117-123
- Kelly T, Slovic D, Schoenfeld,. Quantitative digital radiography versus dual absorciometry of the lumbar spine. *JClin Endocrinol Metabol* 1988;67:839-844

- Kick Your Apps (sede web). Estados Unidos. (Acceso 2 de julio de 2011). Disponible en: <http://www.ddsgp.com/DDSGP/Home.html>
- Klein M, Grötz K, Manefeld B, Kann P, Al-Nawas B. Ultrasound transmission velocity for noninvasive evaluation of jaw bone quality in vivo before dental implantation. *Ultrasound Med Biol.* 2008; 34:1966-1971.
- 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; 75:774-779.
- Kribbs P, Chesnut C, Ott S, Kilcoyne R. Relationships between mandibular and skeletal bone in a population of normal women. *J Prosthet Dent.* 1990; 63:86-89.
- 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; 22:208-12.
- Lenguas AL, Ortega R, Samara G, López MA. Tomografía computerizada de haz cónico. Aplicaciones clínicas en odontología; comparación con otras técnicas. *Cient Dent* 2010; 7:147-159.
- Lexi-Comp, Inc (sede web) Hudson, Ohio (Estados Unidos): [lexi.com](http://www.lexi.com). (Actualizada el 22 de junio de 2011; acceso 2 de julio de 2011). Disponible en: <http://webstore.lexi.com/Lexi-DENTAL-COMPLETE> <http://www.lexi.com/>
- 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; 104:117-121.
- López 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; 7:53-60.
- 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; 22:446-454.
- 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; 102:225-234.
- M. Arroyo, Hidalgo J, García A, Vega del Barrio L, Díaz MJ. Descripción de un tipodonto mixto diseñado para el aprendizaje preclínico de la terapéutica endodondocica y otros tratamientos odontológicos. *Endodoncia* 1998.
 - Macavilca, Huapaya O. El Simulador Endodóntico tradicional y su eficacia en el desarrollo de destrezas clínicas en una asignatura de una universidad privada peruana. *Revista Estomatológica Herediana*, 2014;22
 - Mavro Inc (sede web) Frisco, Tejas (Estados Unidos). (Actualizada el 12 de julio de 2011; acceso 12 de julio de 2011) Disponible en: <http://www.mavroinc.com>
 - MedHand International AB (sede web) Londres. (Acceso 22 de junio de 2011). Disponible en: <http://www.medhand.com/>
 - Medigest consultores S.L. (sede web) Madrid. (Actualizada el 2 de junio de 2011; acceso 2 de junio de 2011). Disponible en: <http://www.medimecum.com/>
 - Mesa Aguado F, Muñoz Martínez R, Noguero 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; 16:75-82.
 - Misch CE. Divisions of available bone in implant dentistry. *Int J Oral Implantol.* 1990; 7:9-17.
 - Norton MR, Gamble C. Bone classification: an objective scale of bone density using the computerized tomography scan. *Clin Oral Implants Res.* 2001; 12:79-84.
 - Overton J, Summitt J, Osborne J .Amalgam Restorations. En: Summit JB, Robbins, JW, Hilton TJ, Schwartz RS . *Fundamentals of Operative Dentistry. A contemporary approach*, 3ªed.Chicago: Ediciones Quintessence Publishing Co.Pp:340-394
 - Pacifi R, Rupich R, Griffin M, Chines A, Susman N, Avioli LV. Dual energy radiography versus quantitative computer tomography for the diagnosis of osteoporosi. *J Clin Endocrinol Metabol* 1990;70:705-710
 - Palés JL, Gomar C. El uso de las simulaciones en Educación Médica. En Juanes Méndez, J. A. (Coord.) *Avances tecnológicos digitales en metodologías*

de innovación docente en el campo de las Ciencias de la Salud en España. 2011. Revista Teoría de la Educación: Educación y Cultura en la Sociedad de la Información. Vol. 11, nº 2. Universidad de Salamanca, pp. 147-169) Fecha de consulta 03/03/2015) Disponible en http://campus.usal.es/~revistas_trabajo/index.php/revistatesi/article/view/7075/7108

- Pandolfo I. En: Ortopantomography. 2013. 1ª edición. Italia: Ediciones Springer
- Pasler F. En: Pocket atlas of dental radiology. 2007. Alemania: Ediciones Thieme
- Pérez Yuste A. El proceso de implantación de la telefonía móvil en España. Revista Antena del Coitt. 2002..
- Pham D, Jonasson G, Kiliaridis S. Assessment of trabecular pattern on periapical and panoramic radiographs: a pilot study. Acta Odontol Scand. 2010; 68:91-97.
- Phattanapon Rhienmora, P., Gajananan, K., Haddawy, P., Suebnukarn, S., Dailey, M. N., Supataratarn, E., & Shrestha, P. Haptic augmented reality dental trainer with automatic performance assessment. En: Proceedings of the 15th international conference on Intelligent user interfaces. 2010. Ediciones ACM. Pp. 425-426
- Planmeca Oy (sede web) Helsinki (Finlandia) (Acceso 12 de julio de 2011). Disponible en http://www.planmeca.com/en/dental/plan_software_meca_iromexis_mobile
- Pons F, Guañabens N. Masson Newsletter de Densitometría Ósea. Ed Garsi. 2000; 1-13.
- Quintessenz Verlags-GmbH (sede web) Berlin. (Actualizada el 21 de junio de 2011; acceso 21 de junio de 2011). Diponible en: http://www.quintessenz.de/emedial.php?idp=iPhoneApp-GLODMED&qtw_language=en
- 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; 25:75-85

- Reddy MS, Jeffcoat MK, Richardson RC. Assessment of adjunctive flurbiprofen therapy in root-form implant healing with digital subtraction radiography. *J Oral Implantol.* 1990; 16:272-276.
- Riancho Moral JA, González Macías J. En: *Manual práctico de osteoporosis y enfermedades del metabolismo mineral.* Ed Jarpyo. 2004. Madrid.
- 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; 22:289-300.
- Ross P. Radiographic absorciometry for measuring bone mass. *Osteoporosis Int* 1997;7: 103-107
- Rovira A, 2010, *Radiología de cabeza y cuello, España,* Ed: Panamericana.
- Ruttiman U, Webber R, Schmidt E. A Robust Digital Method for Film Contrast Correction in Subtraction Radiography. *J Period Res.* 1986; 21:486-495.
- Sarment D. En: *Cone Beam Computed Tomography. Oral and maxillofacial diagnosis and applications.* 2014. USA: Ediciones Willey Blackwell.
- Schwarz M, Rothman S, Rhodes M, Chafetz N. Computed tomography: part I: preoperative assessment of the mandible for endosseous implant surgery. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1987; 2:137-141.
- 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; 18:224-231.
- 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; 21:290-297.
- Shuhaiber J. Augmented reality in surgery. *Arch Surg* 2004.139:170-174.
- Som P, 2011, *Head and neck imaging, Missouri(USA),* Ed: Elsevier Mosby
- Som P. En: *Head and Neck Imagin.*2011. 5ª edición. China: Ediciones Elsevier Masson.
- Sosa M, Saavedra P, Muñoz M, Alegre M,J, Gómez C, Gonzalez J; GUañabens J, Hawkins F, Lozano C. quantitative Ultrasound calcaneus measurements: normative data and precision in the spanish population. *Study Group Osteoporos Int* 2002; 16:487-492.

- 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; 79:964-969.
- 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; 24:402-408.
- Stephen Gordon Inc. (sede web) Michigan (Estados Unidos): sgordon.com. (Acceso 27 de junio de 2011). Disponible en: <http://www.dent-pix.com/home.html>
- 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; 17:124-133.
- Suebnukarn S, Haddawy P, Rhienmora P, Jittimane P, Viratket P. Augmented kinematic feedback from haptic virtual reality for dental skill acquisition. *J Dent Educ.* 2010; 74:1357-1366.
- 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;26:85-89
- TNS Digital Life (sede web) Londres. (Actualizada el 2 de junio de 2011; acceso 2 de junio de 2011). Disponible en: <http://discoverdigitallife.com>
- Tran HH, Suenaga H, Kuwana K, Masamune K, Dohi T, Nakajima S, Liao H. Augmented reality system for oral surgery using 3D auto stereoscopic visualization. *Med Image Comput Comput Assist Interv* 2012;14:81-88.
- Turkyilmaz I, Tözüm TF, Tumer C. Bone density assessments of oral implant sites using computerized tomography. *J Oral Rehabil.* 2007; 34):267-272.
- 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; 34:716-722.
- UBM Medica Spain S.A (sede web) Madrid (Actualizada el 2 de junio de 2011; acceso 2 de junio de 2011). Disponible en: <http://www.vademecum.es/productos-vademecum-vademecum+iphone-38>

- Ultralingua S.A. (sede web) (Acceso 2 de junio de 2011). Disponible en: <http://www.ultralingua.com/es/products/collins-spanish-english-dictionary.html>. --
- Kartal Apps! (sede web) (Acceso 11 de julio de 2011). Disponible en: <http://www.kartalapps.com/>
- Urzua R. Técnicas radiográficas dentales y maxilofaciales. 2005. Colombia:, Ediciones Amolca
- V. Lauchert, K. Una imagen vale más que mil palabras. Labor Dental Clínica, 2005 Julio 78-84.
- Vazquez, G, Guillamet A. El entrenamiento basado en la simulación como innovación imprescindible en la formación médica. *Educación médica* 2009; 12: 149-155.
- 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; 38:431-437.
- 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; 11:476-486.
- 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; 67:1405-1408.
- Whaites E. En: *Fundamentos de la radiología dental.* 2008. España: Ediciones Elsevier Masson
- White P. En *Radiología oral. Principios e interpretación.* Ediciones Mosby
- Woo B, Zee KY, Chan FHY, Corbet EF. In Vitro Calibration and Validation of a Digital Subtraction Radiography System Using Scanned Images. *J Clin Periodontol* 2003; 30:114-118.
- Yang RC. Quantitative measurement of jaw bone mineral contents in radiogram. *J Dent Med.* 1987;26: 911-920.
- Yates AJ, Ross PD, Lydick E, Epstein RS. Radiographic absorciometry in the diagnosis of osteoporosis. *Am J Med* 1995;98 (2):41-46

- Zhu, M., Chai, G., Zhang, Y., Ma, X. Gan J. Registration strategy using occlusal splint based on augmented reality for mandibular angle oblique split osteotomy. *J Craniomaxillofac Surg* 2011; 22:1806-1809.
- ZIV, Amitai; Berkenstad, H. La educación médica basada en simulaciones. *Jano*,2008;1701:42-45

ANEXO 1

D. Fernando A. Verdú Pascual, Profesor Titular de Medicina Legal y Forense, y Secretario del Comité Ético de Investigación en Humanos de la Comisión de Ética en Investigación Experimental de la Universitat de València,

CERTIFICA:

Que el Comité Ético de Investigación en Humanos, en la reunión celebrada el día 9 de julio de 2014, una vez estudiado el proyecto de tesis doctoral titulado:

“Desarrollo de modelos de simulación para el aprendizaje de técnicas endodóncicas”, número de procedimiento H1402221476012,

cuya doctoranda es Dña. Jessica Sena Fito, ha acordado informar favorablemente el mismo dado que se respetan los principios fundamentales establecidos en la Declaración de Helsinki, en el Convenio del Consejo de Europa relativo a los derechos humanos y cumple los requisitos establecidos en la legislación española en el ámbito de la investigación biomédica, la protección de datos de carácter personal y la bioética.

Y para que conste, se firma el presente certificado en Valencia, a diez de julio de dos mil catorce.

FERNANDO ALEJO|
VERDU| PASCUAL
2014.07.11 07:19:40
+02'00'

