

Obtención de datos geométricos en imagen médica



Alberto Higuera-Garrido *

Pablo Pando-Cerra *

Aquilino Osorio-Zapico *

María Dolores García-López **

Dr. Ingeniero Industrial

Dr. Ingeniero Industrial

Dr. Ingeniero de Minas

Diplomada Universitaria en Enfermería

* Universidad de Oviedo. Dpto de Construcción e Ingeniería de Fabricación. Campus de Viesques - 33204 Gijón. Tfno: +34 985 181923. higueraalberto@uniovi.es; pandopablo@uniovi.es; aosorio@uniovi.es

** Hospital de Cabueñes. Camino de Cabueñes, s/n - 33203 Gijón. Tfno: +34 985 181948. cotlola@yahoo.es

Recibido: 26/07/2010 • Aceptado: 15/11/2010

Geometric data collection in medical imaging

ABSTRACT

• Introduction.

The different, proprietary or GPU, three dimensional structural generation software from two dimensions medical images, has results which are based on each developer team's particular considerations, i. e., different software applications can show different results while working from the same data source. This sows the seeds of doubts about the reliability of the results, being necessary a non-modified data interpretation.

Material and Methods.

In order to achieve the correct interpretation of the data contained in medical image techniques, a low level data access has been carried out, comparing the obtained values with their graphic representation and getting, this way, a three dimensional structure which fits the original information without being post-processed.

Results.

Obtained results made possible to know the accurate three dimensional position of the anatomic landmarks independently of image acquisition stage's intrinsic factors. In this way, the accurate anatomical reconstruction and simulation of patient's structures is possible.

Conclusions.

X, Y, Z position of each point, acquisition time, volume of point, absorption coefficient and scale are critical data for a reliable geometric reconstruction. A computer application oriented to be used by engineers should interpret with high reliability values present in DICOM attributes prevailing accuracy over the functionality of the software.

- **KEYWORDS:** medical images, three dimensional reconstruction, anatomical simulation, dicom, voxel, Hounsfield units.

RESUMEN

Introducción.

El diferente *software*, tanto propietario como libre, de generación de estructuras tridimensionales a partir de imágenes médicas en dos dimensiones, presenta resultados basados en consideraciones particulares de cada grupo desarrollador de la aplicación, es decir, diferente *software* puede presentar distintos resultados ante una misma fuente de imágenes. Esto arroja incertidumbre respecto a la fiabilidad de los resultados, siendo necesaria una interpretación de los datos sin la modificación de los mismos.

Material y Métodos.

Para la precisa interpretación de la información presente en las técnicas de imagen médica, se ha realizado una lectura de la misma al más bajo nivel de acceso, estudiando la correspondencia de la misma con su representación gráfica y obteniendo de esa manera una estructura tridimensional ajustada a la información presente sin un tratamiento de la misma.

Resultados.

Los resultados obtenidos permitieron conocer con precisión la posición tridimensional de los puntos que constituyen la anatomía independientemente de factores intrínsecos a la fase de adquisición de las imágenes. De esta manera se permite la reconstrucción y la simulación anatómica fiel de las estructuras del paciente.

Conclusiones.

La posición X, Y, Z de cada punto, su instante temporal, así como su volumen, coeficiente de absorción y escala son datos críticos para una reconstrucción geométrica fiable.

Una aplicación informática orientada a su uso por ingenieros debe interpretar con elevada fiabilidad los valores presentes en los atributos DICOM prevaleciendo sobre la funcionalidad del *software*.

Palabras clave: imagen médica, reconstrucción tridimensional, simulación anatómica, dicom, vóxel, unidades *Hounsfield*.

1. INTRODUCCIÓN

El uso de las técnicas de estudio por imagen médica permite la planificación de cirugías y el diseño de implantes con mayor precisión, con lo que dota de capacidad tecnológica para realizar diseños que incrementen la duración y la seguridad. A raíz de esta capacidad, tanto cirujanos como pacientes, aspiran a nuevas metodologías que se aprovechen del potencial que ofrecen estas técnicas de estudio.

Desde el punto de vista de la medicina, estos avances han de conllevar el desarrollo de nuevas técnicas quirúrgicas, como la planificación con modelos 3D virtuales (Fig. 1), la navegación quirúrgica y la simulación de rangos de movilidad y estabilidad. De igual manera deben garantizar mayor fiabilidad del diseño a implantar y un óptimo ajuste a la anatomía del paciente, permitiendo análisis del implante mediante elementos finitos y seguimientos que permitan realizar acciones preventivas con la finalidad de restaurar en el paciente la máxima calidad de vida posible.

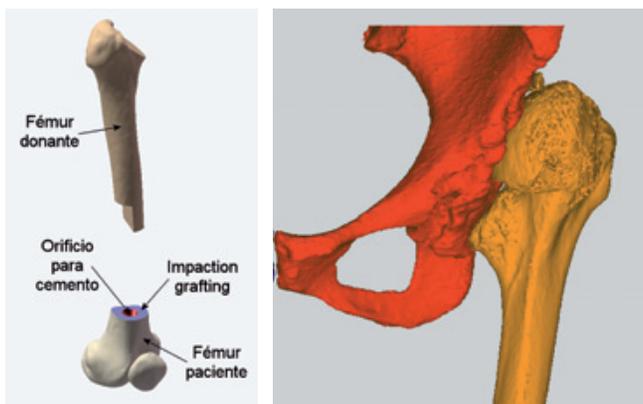


Fig. 1: Planificaciones quirúrgicas con modelos 3D virtuales

El uso clínico de implantes cada vez más precisos mejora tanto el ajuste (*fit*) como el relleno (*fill*) del canal donde irán alojados (Götze, et al, 2002). Este mejor ajuste y relleno repercute en una mayor longevidad del implante, espaciando así el tiempo entre cirugías primarias y de revisión. De igual manera un *fit & fill* (Fig. 2) más preciso reduce el rango de micromovimiento en la estabilidad primaria (Walker, et al, 1989), fase durante la cual el hueso crece alrededor del implante realizándose la osteointegración del mismo.

El micromovimiento del implante durante la estabilidad primaria debe restringirse a un valor inferior a los 100-

200 μ m, pues por encima de esos valores el crecimiento óseo se ve inhibido, formándose un tejido fibroso recubriendo el implante, que puede provocar la pérdida del mismo (Vicenconti, et al, 2000).



Fig. 2: Fit & fill de un vástago femoral

Por todo ello, la precisión en el diseño de la prótesis determinará unos valores correctos de *fit & fill*, junto con un rango de micromovimiento que favorezca el crecimiento óseo en detrimento de la generación de tejido fibroso.

Una de las principales causas de fracaso protésico es la osteolisis periprotésica, tras el aflojamiento aséptico y la luxación recurrente (Lindahl, et al, 2006). Esta última es posible de determinar mediante variadas técnicas radiográficas, mientras que la primera es mucho más difícil de diagnosticar hasta estados avanzados de la patología. El uso de reconstrucciones y el estudio de los volúmenes de *stock* óseo puede permitir un diagnóstico precoz de esta patología, indicando el momento más adecuado para la cirugía de revisión evitando así la posibilidad de que llegue a producirse la fractura periprotésica (Lewallen, et al, 1997).

Para reducir el número de casos en los que la luxación recurrente conlleva el fracaso de la cirugía, las técnicas de imagen médica aportan la capacidad de planificación y navegación que permiten a los cirujanos el posicionamiento correcto de los elementos protésicos, reduciéndose así el riesgo de luxación (Graf, 2006).

Los datos que se pueden obtener durante diferentes pruebas diagnósticas pueden generar una abundante información de gran utilidad en diversas aplicaciones, como la reconstrucción cráneo-facial (Singh, 2008) y la diagnosis basada en tejidos (Kayser, et al, 2008) entre otras muchas, siempre con unos resultados totalmente condicionados por el conocimiento de la precisión del método.

Es por todo esto que un estudio de la validez y fiabilidad de la información recogida mediante las diversas técnicas de imagen médica y almacenada en formato DICOM (Imagen Digital y Comunicaciones en Medicina) es el objetivo principal de la investigación abordada, resultando fundamental en la valoración de la idoneidad de un implante y/o la existencia de diversas alteraciones cuyo conocimiento temprano puede mejorar el tratamiento de la patología.

2. MATERIAL Y MÉTODOS

La interpretación de la información recogida en cualquier imagen médica queda reflejada en una serie de archivos almacenados digitalmente en el formato DICOM.

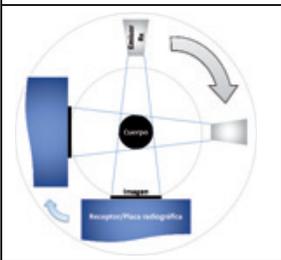
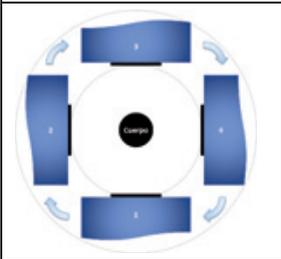
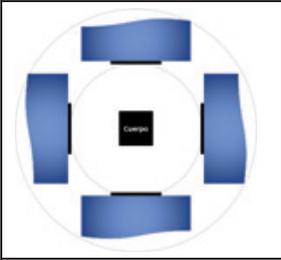
	<p>Durante la realización de una Tomografía Axial Computarizada (TAC) el paciente se ve sometido a una sucesión de radiografías (Rx) interpretadas por computador.</p>
	<p>La realización de una Rx sobre un objeto cilíndrico presenta una imagen radiográfica 2D plana correspondiente con un rectángulo.</p>
	<p>Si emisor y receptor rotan 90° obteniendo una segunda imagen se genera un nuevo rectángulo.</p>
	<p>La proyección en 4 direcciones puede ser computada generando la reconstrucción del cuerpo mediante la interpretación de las proyecciones generadas.</p>
	<p>Si bien con tan escaso número de proyecciones el computador no dispone de la suficiente información para realizar una correcta reconstrucción, pudiendo interpretar el sólido cilíndrico como prismático.</p>
	<p>Al aumentar el número de proyecciones, rotando emisor y receptor, aumenta la precisión de la reconstrucción. Si el número de proyecciones es suficiente el computador puede generar una imagen fidedigna de las secciones radiográficas del paciente.</p>

Tabla I: Funcionamiento del TAC

2.1. FORMATO DICOM

El estándar DICOM define un formato de archivo capaz de almacenar tanto la imagen médica en sí misma, como datos relativos al paciente, al estudio y a los parámetros de adquisición. Este formato de archivo no tiene un carácter vinculante, es decir, los diversos fabricantes de sistemas de imagen médica pueden adoptarlo o no, pero mayoritariamente se ha establecido como un sistema válido, por lo que su uso está estandarizado tanto en la adquisición, como en la visualización y almacenamiento de imágenes.

El núcleo del formato DICOM es la imagen, pero este formato permite añadir datos al archivo de gran interés en la medicina y en la ingeniería. Entre los datos más relevantes presentes en los archivos DICOM figuran:

- Información del paciente: donde se registran datos como el nombre, género, edad, patología, y otros parámetros relevantes sobre el paciente. En algunos casos estos datos pueden estar parcial o totalmente anonimizados en aras de proteger la privacidad de los pacientes.
- Información del estudio: donde, entre otros, figuran los datos que permitirán la reconstrucción geométrica de la anatomía del paciente.
- Información de la modalidad empleada en la exploración: en la que se recoge todo lo relativo al tipo de modalidad (TAC (Tabla I), PET, RM...) y todo aquello que afecte a la valoración médica del estudio, como el contraste y demás parámetros.

La información en formato DICOM se recoge asignando valores a una serie de atributos que definen un objeto (Fig. 3). Dichos atributos pueden ser requeridos, cuando su presencia es necesaria para la correcta definición del objeto, pueden ser condicionales y sólo ser precisa su existencia en función del valor de otro atributo, o pueden ser opcionales, en cuyo caso se pueden emplear para añadir información complementaria pero no imprescindible.

La asignación de valores a los atributos se lleva a cabo accediendo al atributo deseado a través de un identificador único denominado "tag" (Tabla II).

Atributo	Tag
TransferSyntaxUID	0002,0010
ImageType	0008,0008
StudyID	0020,0010
SeriesNumber	0020,0011
AcquisitionNumber	0020,0012
InstanceNumber	0020,0013

Tabla II: Atributos y "tags" del formato DICOM

El valor que se puede dar a cada atributo viene recogido en el formato DICOM, no pudiendo darse valores distintos a los permitidos a los atributos condicionales ni a los requeridos. El estándar es un poco más flexible en aquellos atributos opcionales, dejando una serie de ellos para la libre disposición por parte de los fabricantes de equipos, tanto de adquisición como de visualización, manejo y almacenamiento de imagen médica.

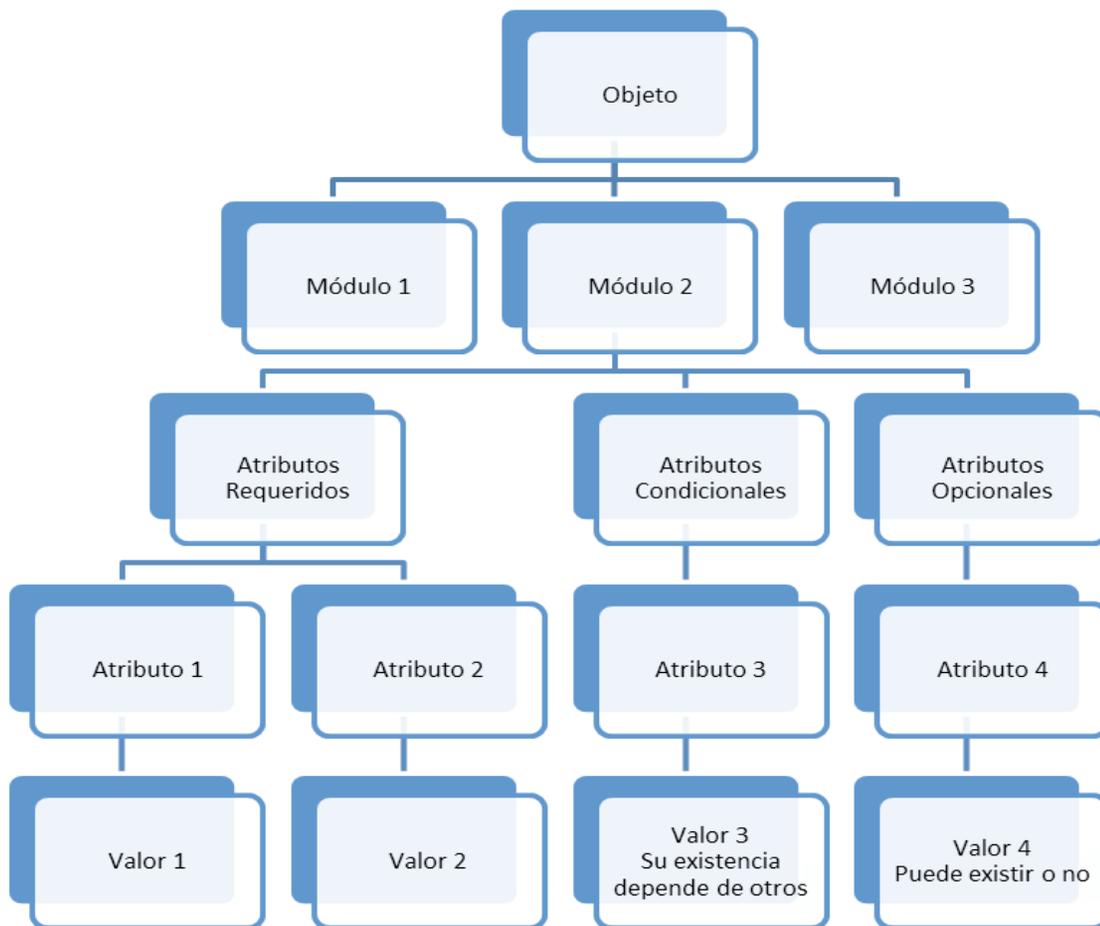


Fig. 3: Objetos y atributos del formato DICOM

Los objetos de información están formados por conjuntos de módulos interrelacionados que, a su vez, agrupan diversos atributos, siendo estos últimos los elementos mínimos de información que maneja el formato DICOM.

La información contenida en un archivo DICOM está jerarquizada en niveles, de los más globales a los más específicos, resultando la imagen médica el centro alrededor del cual se estructuran y adquieren sentido el resto de datos (Fig. 4).

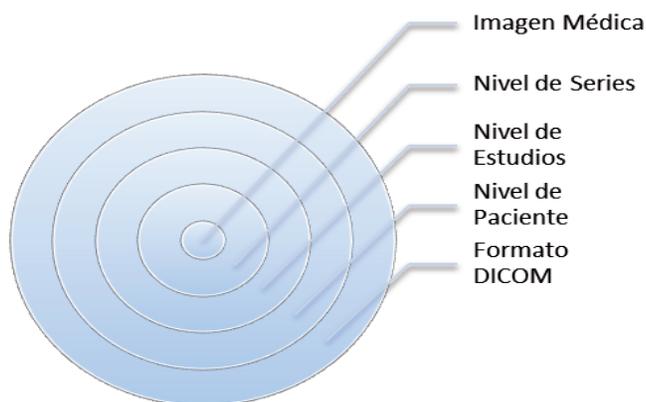


Fig. 4: Niveles de información en el formato DICOM

Dentro del formato DICOM, el nivel de paciente es el superior, en él se almacenan datos médicos y personales del paciente. Dentro de este nivel se encuentra el de estudios, nivel en el que se encuentra toda la información concerniente a la exploración realizada al paciente y que puede estar formado por series de imágenes provenientes de distintas modalidades. En el nivel de serie se agrupan las imágenes en función de su uso clínico, identificando modalidad y demás datos necesarios para la correcta interpretación de las imágenes contenidas en este nivel. En el nivel de imagen se recogen los datos propios de esta, así como la información que permite el posicionamiento de la misma y la que identifica la adquisición a que corresponde.

2.2. PÍXEL Y VOXEL

La representación digital de imágenes se realiza mediante la visualización de los diversos colores que conforman cada punto de las mismas. Dichos puntos, denominados píxeles, presentan una forma cuadrada, siendo fácilmente observables cuando se realiza un aumento suficiente (Fig. 5) de una imagen no vectorial (aquella que no guarda la información de cada punto, sino los datos necesarios para su visualización).



Fig. 5: Pixelización en imágenes

Si a dicha píxel representado en 2D se le añade una tercera dimensión, se denomina vóxel, es decir, un vóxel contiene la información de los colores de un punto de una imagen tridimensional de una manera análoga a como lo hace un píxel en el plano.

2.3. UNIDADES HOUNSFIELD

La representación en el estándar DICOM de los valores que corresponden a cada punto espacial del paciente objeto de estudio se realiza mediante las unidades *Hounsfield* que representan comparativamente la capacidad de atenuación de un tejido frente a la del agua. Conocer el valor de las unidades *Hounsfield* asociado a cada vóxel permite identificar cualitativamente el tejido que se representa en ese punto concreto del espacio.

La fórmula para la obtención de estas unidades compara los valores de atenuación del tejido con la del agua (Dong, et al, 1995):

$$HU = 1000 \cdot \left(\frac{\bar{\mu}_m - \bar{\mu}_w}{\bar{\mu}_w} \right) \quad (1)$$

Donde $\bar{\mu}_m$ es una medida del coeficiente de atenuación del material comprendido en el vóxel y $\bar{\mu}_w$ es una medida del coeficiente de atenuación del agua.

Cada punto de la imagen corresponde al sumatorio de la atenuación que el rayo sufre al atravesar los k vóxeles (van der Bijl, et al, 2005):

$$D = \sum_{i=1}^k (\delta_i \cdot C \cdot H_i) \quad (2)$$

Donde δ_i es la distancia que un rayo en concreto recorre al atravesar el vóxel i , C es la curva de calibración del aparato, H_i es el número de *Hounsfield* del vóxel i y k es el número de vóxeles atravesados por el rayo.

Las curvas de calibración representan los números de *Hounsfield* de los diferentes tejidos según sus correspondientes coeficientes de atenuación fotónica. La curva se construye calculando los valores de las unidades *Hounsfield* y los coeficientes de atenuación para múltiples tejidos. Del mismo modo se tienen en cuenta los parámetros de ajuste del sistema de rayos X; entre ellos el ángulo del ánodo, la composición del objeto a estudiar, el voltaje del tubo y diversos parámetros de filtrado. Una vez calculados

(Kock, 2003) los números de *Hounsfield*, se obtienen los valores de los coeficientes de atenuación fotónica de los tejidos para un rayo mediante la integración, a lo largo de todo el espectro de energía, de la ecuación:

$$\bar{\mu}_i = \frac{\int \mu_i(E) \Omega(E) dE}{\int \Omega(E) dE} \quad (3)$$

Donde $\mu_i(E)$ es el coeficiente de atenuación del tejido i ante un fotón de energía E (Jackson D. F., et al, 1981) y $\Omega(E)$ es el valor del espectro emitido ante una energía fotónica E (Tuckeretal, 1991).

Para la construcción de la curva de calibración se emplean tejidos con bajos, medios y altos números de *Hounsfield*; utilizando un mayor número de tejidos blandos por la gran importancia de esta zona del espectro en el estudio del cuerpo humano. El resto de los puntos de la curva se obtiene por interpolación de los así obtenidos (Fig. 6).

En las curvas de calibración se pueden distinguir tres zonas:

- Tejidos esponjosos: abarca la zona comprendida entre -1000 y -100 HU y representa el aire, pulmones y tejidos adiposos.
- Tejidos blandos: en el rango comprendido entre -100 y 100 HU, siendo representación de los tejidos blandos.
- Tejidos óseos: para valores superiores a 100 HU.

La pendiente de la curva de calibración es muy diferente entre estas tres zonas.



Fig. 6: Curva de calibración

2.4. VISUALIZACIÓN DE IMÁGENES EN FORMATO DICOM

La visualización de imágenes médicas a partir del formato DICOM se realiza mediante la correcta interpretación de la diversa información que el referido formato contiene. Desde el punto de vista de la ingeniería es importante poder conocer con exactitud la disposición en el espacio de los puntos que constituyen la anatomía del paciente.

El *software* que permite la visualización de las imágenes almacenadas en formato DICOM puede limitarse a la

representación de la imagen adquirida en su vista axial (Fig. 7) o puede implementar la capacidad de reconstrucción de las vistas coronal y sagital a partir de la información obtenida de los datos recogidos en el archivo DICOM (Fig. 8).

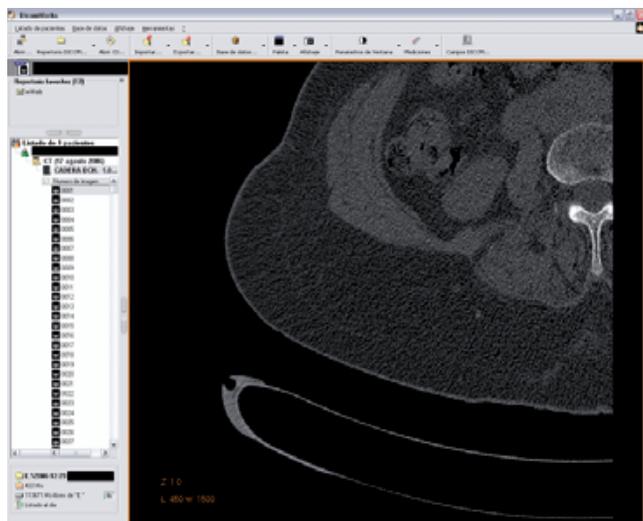


Fig. 7: Programa DicomWorks® de visualización de imagen médica

Un estudio basado en imagen médica está constituido generalmente por un conjunto de series independientes entre sí, conteniendo cada una de ellas un subconjunto de imágenes con sus correspondientes atributos. Cada serie puede presentar distintos valores en los diversos atributos, pudiendo diferir del resto de las series tanto en posición como en orientación y escala.

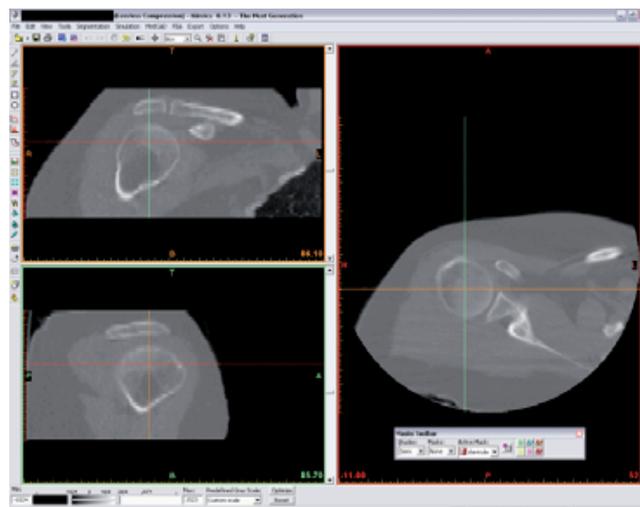


Fig. 8: Programa Mimics® de visualización de imagen médica con proyecciones coronal y sagital

la realidad recogida durante el proceso de adquisición de las imágenes.

El proceso radiológico de adquisición de imágenes consiste en la exploración, generalmente mediante TAC, del paciente, durante la cual la estación de trabajo que controla el dispositivo genera los cortes axiales de la anatomía del paciente, de la manera referida en la Tabla I, y crea automáticamente las imágenes representativas de éstos, dando la opción de ser exportadas en un formato digital de almacenamiento de imágenes (DICOM) a cualquier soporte informático (CD, DVD, llave de memoria, etc.).

Atributo	Etiqueta	Atributo	Etiqueta
TransferSyntaxUID	(0x0002, 0x0010)	StudyInstanceUID	(0x0020, 0x000d)
ImageType	(0x0008, 0x0008)	SeriesInstanceUID	(0x0020, 0x000e)
StudyDate	(0x0008, 0x0020)	StudyID	(0x0020, 0x0010)
SeriesDate	(0x0008, 0x0021)	SeriesNumber	(0x0020, 0x0011)
AcquisitionDate	(0x0008, 0x0022)	AcquisitionNumber	(0x0020, 0x0012)
StudyTime	(0x0008, 0x0030)	InstanceNumber	(0x0020, 0x0013)
SeriesTime	(0x0008, 0x0031)	ImagePositionPatient	(0x0020, 0x0032)
AcquisitionTime	(0x0008, 0x0032)	ImageOrientationPatient	(0x0020, 0x0037)
Modality	(0x0008, 0x0060)	SliceLocation	(0x0020, 0x1041)
StudyDescription	(0x0008, 0x1030)	SamplesPerPixel	(0x0028, 0x0002)
SeriesDescription	(0x0008, 0x103e)	Rows	(0x0028, 0x0010)
PatientsName	(0x0010, 0x0010)	Columns	(0x0028, 0x0011)

Tabla III: Etiquetas y atributos DICOM

Los diferentes valores que, dentro de un mismo estudio, presentan los atributos entre series diferentes requieren el acceso a los valores de cada capa contenida en las mismas, de manera que se tenga la certeza de estar representando siempre

A tal fin, el estándar DICOM recoge los valores de los atributos necesarios para la reconstrucción en una serie de etiquetas (Tabla III) a las que se accede vía *software* haciendo llamadas a la etiqueta correspondiente. Dichos valores

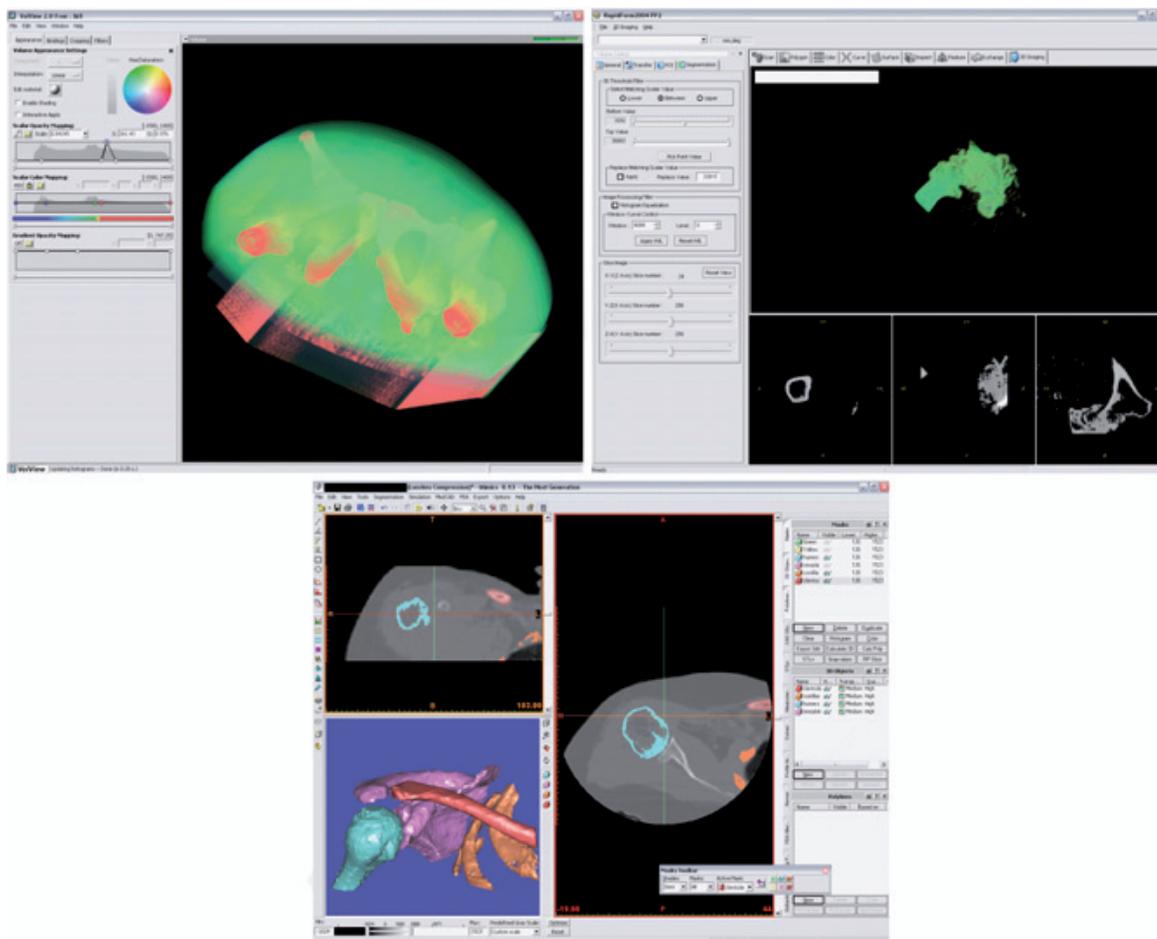


Fig. 9: Diversos sistemas (VolView®, RapidForm®, Mimics®) de visualización 3D de imagen médica

se encuentran expresados tanto con valores numéricos como con caracteres de texto cuyo significado puede ser interpretado o bien directamente o bien a través de tablas que el propio estándar facilita.

El número de serie es un número que identifica a la serie sin ser necesariamente consecutivo. El número de adquisición es un número que se otorga a cada serie, teniendo cada una un número distinto y consecutivo. El número de instancia es el que identifica cada archivo del estudio DICOM dentro de la propia serie. Es a decir, dentro de un mismo estudio dos archivos pueden tener el mismo número de instancia, pero no dentro de una misma serie.

La posición en z de las diversas capas se determina comparando los valores presentados en diversas etiquetas de los DICOM, siendo una de ellas la localización en Z de la capa y otra las coordenadas del vóxel superior izquierdo de cada capa. Con estas referencias y considerando el sistema de coordenadas que establece el formato DICOM se puede realizar la reconstrucción tridimensional de la matriz de puntos que es resultado del estudio de imagen médica.

Una vez reconstruida espacialmente la imagen, ésta puede ser interpretada en tres dimensiones mediante la aplicación

de diverso *software*, si bien existen librerías (dcmk, itk, vtk...) ya desarrolladas que permiten la implementación de estas rutinas en *software* propio.

El uso del estándar DICOM tras la adquisición de imágenes del paciente, permite el empleo de *software* de reconstrucción tridimensional que, a partir de los datos recogidos durante la toma de imágenes, puede recrear la anatomía del paciente en tres dimensiones, posibilitando la visión de la patología desde distintos puntos y evitando la necesidad de segundas y terceras pruebas radiográficas para obtener nuevas perspectivas.

Existen diversos programas que realizan estas reconstrucciones, basándose generalmente en librerías de amplia difusión en los entornos de la ingeniería gráfica (itk, vtk, dcmk...) que facilitan e incluso automatizan estos procesos (Fig. 9).

La capacidad de estos programas para reconstruir tridimensionalmente los datos recogidos en capas por los sistemas de imagen médica, se basa en los registros referentes a las coordenadas espaciales de los puntos representados en cada capa del estudio, que se almacenan, junto a la información de la imagen, en el formato DICOM.

La contrastada fiabilidad de los datos es de vital importancia a la hora de realizar una modelización 3D que permita el diseño preciso de implantes basándose en los estudios generados a partir de imagen médica.

Si bien la reconstrucción se encuentra relativamente automatizada por las librerías ya mencionadas, la interpretación correcta de los diversos valores y el acceso a las etiquetas adecuadas para emplearlas como parámetros de entrada en estas librerías son parte fundamental de una reconstrucción válida de la anatomía representada en los archivos DICOM.

El amplio número de aparatos que generan archivos en formato DICOM a partir de adquisiciones de todo tipo realizadas a pacientes por todo el mundo, puede generar ligeras diferencias en la interpretación de los datos que pueden causar graves alteraciones en la reproducción de la anatomía del paciente. Es pues importante que el *software* a emplear sea de contrastada fiabilidad.

Es de especial importancia centrar la atención en la posibilidad de que series de un mismo estudio tengan distinto tamaño de píxel, y por ello distinta escala, y que estén centradas en puntos no alineados a lo largo del eje del estudio (Fig. 10), de manera que una reconstrucción que no considere estos parámetros, aceptando como correctos los obtenidos de la primera serie, estaría generando un grave error en la reconstrucción de la anatomía. Error que se transmitiría íntegramente al diseño del implante y que no sería observable hasta el tiempo quirúrgico, momento en el que los errores son irresolubles.

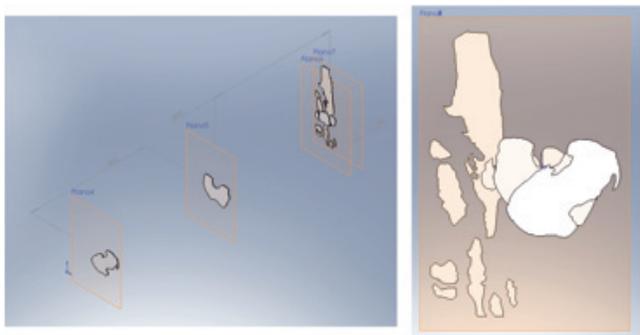


Fig. 10: Distintas escalas y centros en series de un mismo estudio

2.5. RECONSTRUCCIÓN Y SIMULACIÓN DE LA ANATOMÍA

El proceso mediante el cual se pasa de imágenes bidimensionales a objetos tridimensionales se denomina *segmentación*. Generalmente este proceso se realiza determinando una serie de puntos según un criterio y desechando los demás para, posteriormente, generar una reconstrucción en tres dimensiones de los vóxeles que se han incluido en el rango.

Lo habitual es utilizar un rango de la escala de grises en la que se representa la imagen, de manera que todos los vóxeles contenidos en dicho rango pasan a ser considerados en sus tres dimensiones (X, Y, Z) y en su volumen.

Para facilitar el proceso se utiliza como escala la determinada por *Hounsfield*, dada la asiduidad con la que esta escala es empleada en el entorno clínico para delimitar tejidos y estructuras óseas.

2.5.1. Ventanas de unidades Hounsfield

La obtención del rango a segmentar se lleva a cabo mediante el uso de ventanas. Estas ventanas constan de un centro y de una amplitud, determinando de este modo el valor medio a partir del cual se realiza la segmentación.

Fijar un centro de ventana implica establecer un valor de densidad del tejido. Si este centro se sitúa en zona de tejido óseo, con una correcta amplitud de ventana se puede seleccionar las estructuras con la densidad requerida.

Se selecciona un centro alto de ventana, con una amplitud baja, para abarcar en el rango de selección los tejidos óseos de alta densidad. Se emplea un centro bajo de ventana para la selección de tejidos blandos.

Aplicación de la ventana adecuada:

Una vez determinada la ventana más adecuada, acorde con el valor medio en unidades *Hounsfield* de los tejidos de interés (Fig. 11), se puede proceder a aislar los vóxeles que forman parte de ese rango.

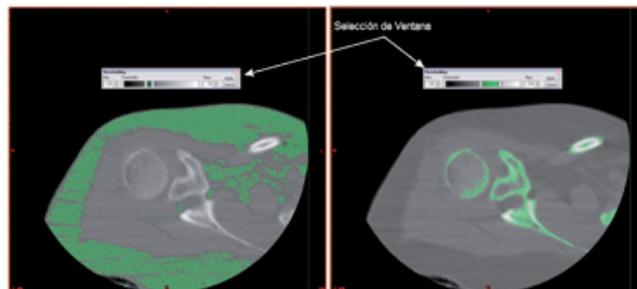


Fig. 11: Selección de ventana para la segmentación

Los vóxeles seleccionados aparecen en diferente color sobre la imagen TAC con el fin de facilitar su identificación (Fig. 12) y permitir la modificación de centro y amplitud de ventana hasta incluir en el rango los vóxeles objeto de interés.

Una vez seleccionados los vóxeles de interés se procede a realizar la reconstrucción de los mismos en tres dimensiones. Para ello habitualmente se emplean diversas librerías como la *Visualization ToolKit* (vtk), *Insight Segmentation and Registration Toolkit* (itk) y la *DICOM Toolkit* (dcmstk).

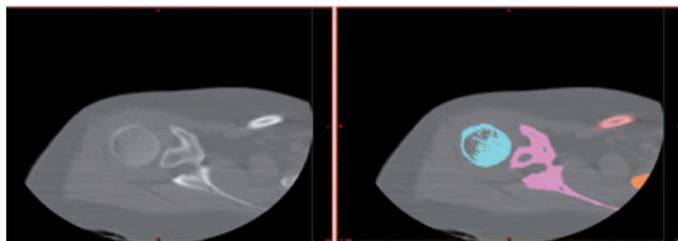


Fig. 12: Visualización de vóxeles seleccionados por ventanas

De esta manera, se utiliza como datos de entrada la matriz de vóxeles contenidos en el rango de selección obteniéndose, una vez procesados por los algoritmos de las librerías referidas, una serie de datos susceptibles de ser representados en un entorno tridimensional (Fig. 13).

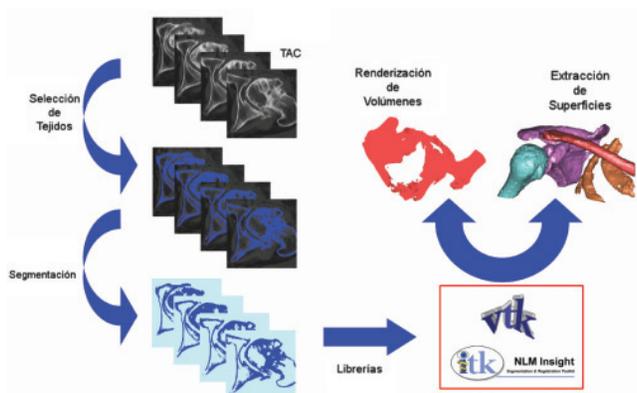


Fig. 13: Proceso de segmentación

2.5.1. Determinación de la geometría a estudiar

La adquisición de imágenes médicas se realiza generalmente a lo largo de un eje, obteniéndose las otras dos vistas mediante reconstrucciones e interpolaciones de la información existente. De tal manera que, para conocer la dimensión en sentido horizontal y vertical de la imagen tomada, resulta imprescindible determinar el tamaño real de cada píxel en milímetros. La reconstrucción de las otras dos vistas precisa de la distancia que existe entre dos imágenes consecutivas y del espesor de la imagen.

El espesor de la capa de imagen, junto con el tamaño del píxel, determina la precisión del estudio, si bien para la reconstrucción de las otras dos vistas generalmente se requiere interpolar la información ya que la distancia entre capas normalmente supera con creces el espesor de cada capa. La interpretación en tres dimensiones de los datos dependerá de estos parámetros (Fig. 14): espesor de la capa (s), distancia entre capas (h) y tamaño del píxel en las dos dimensiones de la imagen (Px, Py).

También se debe considerar el efecto de la posición del paciente a la hora de interpretar geoméricamente los datos, pues la reconstrucción no será la misma si las imágenes de las primeras capas han sido adquiridas en planos normales al eje del aparato, mientras que el resto lo han sido en planos oblicuos.

La determinación exacta de la geometría objeto de estudio requiere el conocimiento de:

- El tamaño en las tres dimensiones de los píxeles que forman cada capa: estas tres dimensiones determinarán el volumen del vóxel y fijarán la precisión del estudio.
- El número de píxeles que componen cada capa: que constituirá la resolución de la imagen.
- La distancia entre capas: que, si es superior a

la dimensión en ese eje del vóxel, obligará a la interpolación de los datos para la reconstrucción del estudio.

- La orientación de las capas que forman el estudio entre sí: pues un estudio puede estar constituido por series de imágenes que no son paralelas entre sí, tienen distinta escala o están descentradas unas respecto de otras.
- La posición del paciente respecto al aparato de adquisición de imágenes médicas: que permitirá a los ingenieros reconstruir la posición del mismo dentro del sistema de referencia usado en el computador.

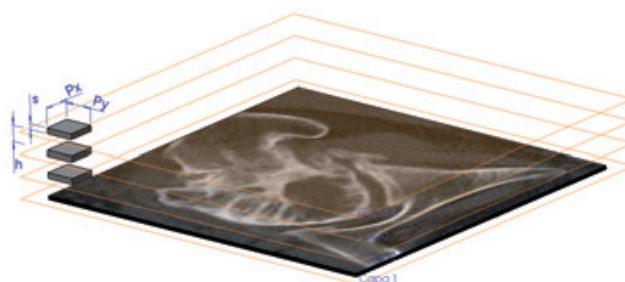


Fig. 14: Parámetros geométricos para la reconstrucción 3D

2.5.3. Visualización de la reconstrucción

La manera en que las diferentes librerías realizan la reconstrucción en tres dimensiones genera diversos modos de visualización, siendo el renderizado de volúmenes el más adecuado a la hora de observar diversos tejidos, con la ayuda de la sustracción digital (Fig. 15), y la extracción de superficies (Fig. 16) el más adecuado a la hora de manejar y exportar a *software* de diseño mecánico los objetos tridimensionales (Fig. 17).

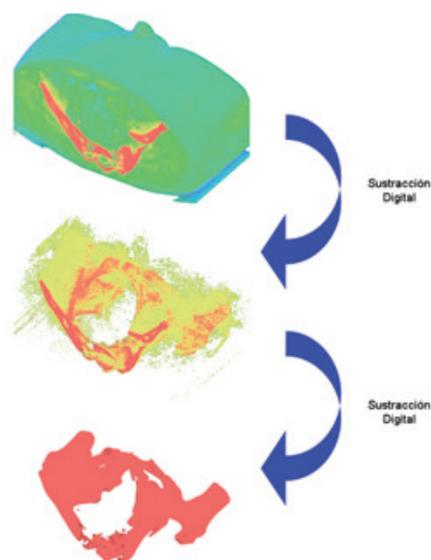


Fig. 15: Reconstrucción tridimensional mediante renderizado de volúmenes

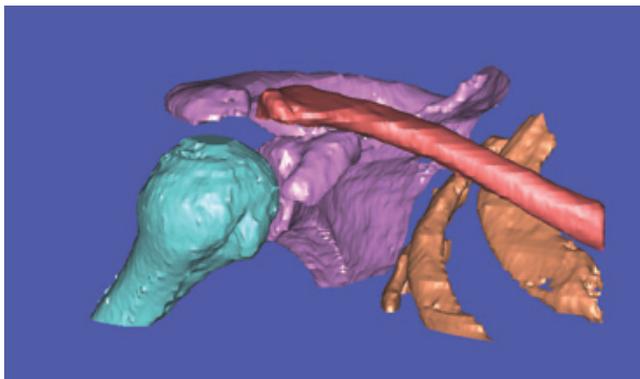


Fig. 16: Reconstrucción tridimensional mediante extracción de superficies

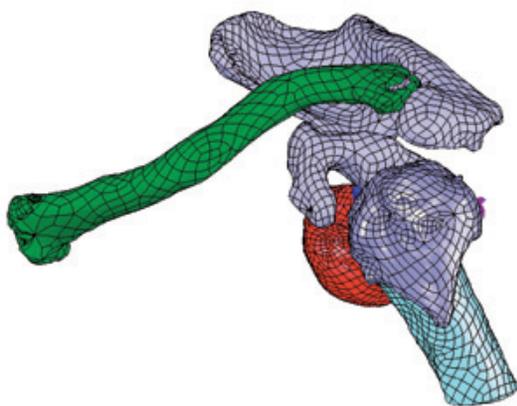


Fig. 17: Exportación a software de diseño mecánico de objetos 3D

3. CONCLUSIONES

La reconstrucción y simulación tridimensional de la anatomía humana puede resultar sencilla y asequible, si bien la reconstrucción precisa requiere poder acceder a los datos del archivo de imagen a bajo nivel, pudiendo constatar que lo representado por el *software* es lo recogido durante el proceso de captación de las imágenes.

Diverso *software* comercial pierde fiabilidad ante estudios complejos, siendo en estos casos recomendable el uso de un *software* propio que permita la trazabilidad geométrica de los puntos de la anatomía. La mayoría de aplicaciones reconstruyen la anatomía a partir del dato de distancia entre imágenes y el espesor de la imagen, no siendo sólo importante estos datos y el coeficiente de absorción de cada punto en el espacio, también es necesario conocer con certeza la escala y la posición real de cada punto, pues en estudios de elevada complejidad se ha constatado imágenes que no respetaban la equidistancia entre ellas o que modificaban sus coeficientes de aspecto y puntos centrales de imagen.

Se definen como críticos para cada punto, de cara a la validez y fiabilidad del estudio, los datos de posición en X, Y, Z individual, el dato del instante temporal, los datos que definen el volumen de cada "punto" y los datos que establecen su coeficiente de absorción y su escala.

La ventaja de un *software* desarrollado bajo estas premisas reside en la interpretación altamente fidedigna de los valores presentes en los atributos DICOM, dejando en segundo plano otros criterios como la comerciabilidad de la aplicación.

El resultado es un *software* exigente con el usuario pero de amplio potencial de desarrollo y uso, con el inconveniente de no ser adecuado para personal no cualificado.

4. AGRADECIMIENTOS

Proyecto realizado dentro del Programa de Fomento de la Investigación Técnica del Ministerio de Industria Comercio y Turismo.

5. BIBLIOGRAFÍA

- Götte C, Steens W, Vieth V, et al. 2002. Primary stability in cementless femoral stems: custom-made versus femoral prosthesis. *Clinical Biomechanics*, 17, pp.167-273.
- Jackson DF, Hawkes DJ. 1981. X-ray attenuation coefficients of elements and mixtures. *Physics Report*, 70(3), pp.169-233.
- Graf R. 2006. Cup navigation, a new approach for total hip endoprosthesis. *J Bone Joint Surg Br*, (88-B), pp.59-e-60.
- Kayser K, Görtler J, Goldmann T, et al. 2008. Image standards in Tissue-Based Diagnosis (Diagnostic Surgical Pathology). *Diagnostic Pathology*, 3, p.17.
- Kock E A d. 2003. CT calibration curves for proton radiotherapy planning. Internal Report. iThemba Labs
- Van der Bijl L, Kock E A d, Muller N. 2005. Influence of different portal radiograph reconstruction methodologies on the accuracy and efficiency of automatic treatment setup verification during conformal radiotherapy. In Sixteenth Annual Symposium of the Pattern Recognition Association of South Africa.
- Dong L, Boyer AL. 1995. An image correlation procedure for digitally reconstructed radiographs and electronic portal images. *Int J. Radiation Oncology Biol. Phys.* 33(5), pp.1053-60.
- Lewallen DG, Berry DJ. 1997. Instructional Course Lectures, The American Academy of Orthopaedic Surgeons - Periprosthetic Fracture of the Femur After Total Hip Arthroplasty. Treatment and Results to Date. *J.Bone and Joint Surg.* (79-A), pp.1881-1890.
- Lindahl H, Garellick G, Regnér H, et al. 2006. Three hundred and twenty-one periprosthetic femoral fractures. *The Journal of Bone and Joint Surgery (American)*, (88), pp.1215-22.
- Singh G. 2008. Digital diagnostics: Three-dimensional modelling. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 46, pp.22-26.
- Tuckeretal DM. 1991. Semiempirical model for generating tungsten target x-ray spectra. *Medical Physics*, 18(2), pp.211-18.
- Vicenconti M, Muccini R, Bernakiewicz M, et al. 2000. Large-sliding contact elements accurately predict levels of bone-implant micromotion relevant to osseointegration. *Journal of Biomechanics*, (33), pp.1611-18.
- Walker PS, Robertson DD. 1989. Design and fabrication of cementless hip stems. *Clinical Orthopaedics*, 249, pp.122-28.