07-001

### Personalized bone modelling from X-rays

#### Francisco Jose Mula Cruz; Julián F. Conesa Pastor

#### UPCT;

Obtaining three-dimensional models of human skeletal structures is a major challenge in computer vision, as evidenced by numerous researches in this field. Their objective is double, on the one hand they allow the generation of prosthesis, on the other, they allow studies like the kinematic or resistant. The main advances that have been achieved are associated with the reconstruction of bones from the medical images obtained by computed axial tomography (TAC) or magnetic resonance imaging (IRM). However, these medical tests involve, on the one hand, a high exposure of the individual to radiations detrimental to his health and on the other hand, a high economic cost.

This paper presents a new proposal for reconstruction of bones based on geometric techniques of detection of contours, alignment of sections and meshing of surfaces. For this proposal it is necessary as starting information a frontal x-ray of the bone that supposes a low exposure for the individual and a significant reduction of the cost in front of other tests of medical character.

The proposed method has been tested on a human tibia and the results obtained make this new strategy to be considered for the personalized reconstruction of bones.

Keywords: Reconstruction from single image; Modeling; Bone reconstruction

#### Modelado personalizado de huesos a partir de radiografías

La obtención de modelos tridimensionales de estructuras óseas humanas es un importante reto dentro de la visión por ordenador puesto de manifiesto con las numerosas investigaciones realizadas en este campo. Su objetivo es doble, por un lado permiten la generación de prótesis, por otro, permiten estudios como el cinemático o resistente. Los principales avances que se han conseguido vienen asociados a la reconstrucción de huesos a partir de las imágenes médicas obtenidas mediante tomografía axial computarizada (TAC) o mediante resonancia magnética (IRM). Sin embargo estas pruebas médicas suponen, por una parte, una alta exposición del individuo a radiaciones perjudiciales para su salud y por otra parte, un alto coste económico.

En esta comunicación se presenta una nueva propuesta de reconstrucción de huesos basada en técnicas geométricas de detección de contornos, alineación de secciones y mallado de superficies. Para esta propuesta se precisa como información de partida una radiografía frontal del hueso que supone una baja exposición para el individuo y una importante reducción del coste frente a otras pruebas de carácter médico.

El método propuesto ha sido ensayado sobre una tibia humana y los resultados obtenidos hacen que esta nueva estrategia deba ser considerada para la reconstrucción personalizada de huesos.

Palabras clave: Reconstrucción a partir una sola imagen; Modelado; Reconstrucción ósea

Correspondencia: FRANCISCO J. MULA CRUZ PACOMULA@YAHOO.COM

Agradecimientos: Centro Médico Virgen de la Caridad (Cartagena) por su colaboración en el desarrollo de este proyecto.



Este obra está bajo una licencia de Creative Commons Reconocimiento-NoComercial-SinObraDerivada 4.0 Internacional. https://creativecommons.org/licenses/by-nc-nd/4.0/

# 1. Introducción

Los estudios centrados en el comportamiento de los huesos humanos, como el presentado por Tsung-Yuan et al (2013) donde se analiza la movilidad tras una hipartroplastia o el más recientemente presentado por Klintstrom et al (2016) donde se analizan las propiedades físicas de los huesos mediante elementos finitos, precisan como elemento de partida un modelo tridimensional del hueso a analizar.

La obtención de dichos modelos tridimensionales se ha centrado fundamentalmente en metodologías empleadas en medicina consistentes básicamente en la obtención de secciones bidimensionales de huesos con equipos de diagnóstico médico como la tomografía computarizada (TAC) que posicionadas sobre un sistema de referencia permiten un posterior alineamiento para la obtención del modelo tridimensional. Ejemplo de ello es el trabajo presentado por Isaza & Correa (2008) para la reconstrucción de estructuras cráneo faciales o el presentado por Ortega et al (2015) para la obtención de la estructura ósea del pie.

Delin et al (2014) presentaron una nueva estrategia basada en una doble radiografía biplanar muy extendida en la actualidad por tratarse de un método menos invasivo frente al TAC al reducir el tiempo necesario de exposición del paciente. La exactitud de esta técnica ha sido posteriormente evaluada en otros trabajos (Guenoun et al, 2015 y Tsai et al 2016).

En esta comunicación se presenta una nueva estrategia para la reconstrucción de huesos que ha sido ensayada sobre una tibia humana. Los resultados obtenidos hacen que deba ser considerada en la reconstrucción de estructuras óseas.

## 2. Objetivos

Siguiendo la tendencia de reducir tiempo de exposición de los individuos, en esta comunicación presentamos una nueva estrategia cuyo objetivo es la reconstrucción de huesos a partir de una sola radiografía que partiendo de información generalizada de un hueso permita el modelado personalizado de diferentes individuos.

## 3. Metodología propuesta

La metodología propuesta sigue la tendencia tradicional de los métodos conocidos. Es decir, consiste en la obtención personalizada de secciones 2D del hueso para cada individuo, su ubicación en el espacio y su reconstrucción mediante una operación de mallado definida por las secciones 2D.

Sin embargo esta metodología difiere notablemente en cuanto a la forma de obtener las secciones 2D y la forma de posicionarlas espacialmente que con el objetivo de reducir el tiempo de exposición toma como única información de partida una radiografía frontal del hueso.

En los siguientes apartados presentamos las metodologías propuestas para realizar estas tareas.

## 4. Obtención personalizada de secciones 2D del hueso.

Para definir las secciones 2D de la tibia nos hemos centrado numerosos estudios que al igual que el presentado por Pueyo, Ripalda, & Forriol (2003) concluyen que no existen diferencias en cuanto a la forma externa del hueso entre diferentes individuos. De igual modo otros investigadores como Izard et al (2016) indican que si bien es cierto que la actividad física continuada provoca modificaciones en la estructura ósea, dichas modificaciones se centran

en la composición del hueso pero nunca en su morfología externa.



#### Figura 1. Metodología propuesta

Posicionamiento Operación de de las secciones recubrimiento

Basados en dichas investigaciones hemos vectorizado las imágenes de un TAC de tibia realizado a un individuo sano de 35 años de edad y 1,83 metros de altura y las hemos considerado como secciones modelo de las estructuras óseas tibia y peroné.

La personalización de dichas secciones a diferentes individuos se realizará mediante ajuste, de modo que las secciones encajen en la imagen radiográfica de los huesos de cada individuo.

### 4.1. Vectorización de las secciones TAC modelo.

Para la vectorización de las secciones obtenidas mediante TAC hemos desarrollado nuestra propia aplicación con el objetivo de poder ajustar convenientemente los parámetros que controlan los diversos algoritmos hasta conseguir un resultado óptimo. En la figura 2 se muestra la imagen obtenida mediante TAC de la tibia considerada como modelo.

La vectorización consiste básicamente en la detección de los puntos de contorno de la imagen y un posterior procesado que permita unir a estos en contornos cerrados.

La detección de puntos de contornos de la imagen se centra en el uso de algoritmos de análisis del gradiente de la intensidad de la imagen que permiten eliminar la información superflua y preservar los datos importantes (Salman, 2006, Maini & Aggarwal, 2010). Para ello, los valores de intensidad de cada pixel de la imagen son comparados con un umbral de intensidad obtenido como valor medio de las intensidades de los pixeles de la imagen, de tal modo que, solo los pixeles cuya intensidad supera un umbral se consideran parte del contorno.

Para las imágenes a tratar en esta investigación hemos analizado tres de los métodos más extendidos. Sobel (Engel, 2006) utiliza una máscara en las direcciones x e y definida por matrices de convolución, Hough (1962) presenta la ventaja de tratar cada punto del borde de manera independiente permitiendo de este modo el procesamiento en paralelo de todos los puntos, lo que le hace especialmente adecuado para aplicaciones en tiempo real y Canny

(1986) que permite obtener bordes delgados resolviendo así el problema de encontrar los valores umbrales apropiados presentando la ventaja de eliminación de ruido y aumentando la posibilidad de encontrar los verdaderos bordes (Worthington 2002).

A partir de los resultados obtenidos finalmente se optó por el uso de Canny cuyo resultado se muestra en la figura 3 junto al entorno de la aplicación desarrollada.



### Figura 2. Imagen obtenida por TAC

Figura 3. Valores umbrales definidos para vectorizar



Una vez ejecutado el filtro de la imagen mediante Canny, la unión de los puntos obtenidos se realza del siguiente modo:

- 1. Se descartan todos aquellos puntos de la imagen que distasen un valor umbral tomado experimentalmente del centro de la imagen
- 2. Se buscan contornos cerrados siguiendo un algoritmo de vecindad según el cual, cada punto se une al más próximo a él dentro de un radio de vecindad obtenido experimentalmente.
- 3. Se descarta el contorno que encierra al resto de contornos (representación de la musculatura de la pierna).
- 4. Se descartan los contornos que resulten interiores a otros contornos definidos (parte interior del hueso).
- 5. Finalmente los contornos geométricos restantes se definen mediante curvas catmullrom de parametrización centrípetra. Dichas curvas son el único tipo de curva de esta familia que garantiza no formar cúspides o auto intersecciones (Yuksel, Schaefer, & Keyser, 2011). La idoneidad del uso de curvas catmull-rom para contornos de órganos humanos puede justificarse a partir de los índices de éxito obtenidos en otros trabajos (Tan, & Acharya, 2014, Tan et al, 2016).

En la figura 4 se muestra el resultado de este proceso de vectorización de una imagen obtenida por TAC.



Figura 4. Resultado de la vectorización de una imagen TAC

El procedimiento descrito ha sido utilizado para vectorizar un total de 50 imágenes TAC de una tibia.

## 4.2. Personalización de las secciones.

Obtenidas las secciones que utilizaremos como modelo para la reconstrucción de los huesos, el siguiente paso es ajustar dichas secciones a las características particulares de cada individuo.

Para ello, a partir de una radiografía frontal de la tibia de un individuo, se realiza una distribución equidistante de las secciones a lo largo de toda la longitud del hueso y se ajustan las secciones 2D obtenidas en el paso previo al contorno del hueso definido en la radiografía.

En la figura 5 se muestra el entorno de la aplicación desarrollada donde se visualiza en la ventana superior izquierda la radiografía de partida, al lado de ésta la imagen obtenida tras aplicar el filtro Canny y en la ventana inferior izquierda el contorno de la tibia detectado y las 50 secciones modelo ajustadas al contorno detectado.



#### Figura 5. Obtención del contorno del hueso

Para obtener el contorno de la tibia a partir de la radiografía de un individuo hemos utilizado la misma técnica comentada con anterioridad para vectorizar las secciones del TAC. En la figura 6 se muestra la radiografía de partida, los puntos obtenidos tras aplicar le filtro de Canny y el contorno construido tras la unión de los puntos.

La ventana principal muestra el modelo tridimensional obtenido con las operaciones realizadas hasta el momento.

El ajuste de las secciones al contorno del hueso se realiza escalando las secciones modelos para igualar su anchura a la distancia definida horizontalmente en el contorno donde debe ser ubicada.

## 5. Ubicación de las secciones 2D en el espacio.

Para reconstruir el modelo de tibia buscado hay que tener presente que además de la curvatura que presenta el hueso en la radiografía frontal, también existe curvatura en el plano perpendicular a la radiografía.

### Figura 6. Obtención del contorno del hueso



Imagen original

Detección puntos Canny

Unión de puntos

Para determinar dicha curvatura y dado que es una información que no puede obtenerse de la radiografía de partida, se han considerado las conclusiones expuestas por Pueyo, Ripalda, & Forriol (2003) y Izard et al (2016) según las cuales, la forma externa de los huesos de distintos individuos son iguales.

Partiendo de esas premisas se propone obtener la curvatura lateral del hueso mediante interpolación.



### Figura 7. Interpolación de la curva lateral del hueso



a) Contorno obtenido de una RX b) Cruvatura anterior de la tibia

c) Interpolación

Para ello hemos extraído las curvaturas laterales externas de dos pacientes sanos con alturas de 1,65 y 1,90 metros a partir de las cuales se establece las relaciones de interpolación que se muestra en la figura 7.

Considerando que las mayores variaciones de estas curvaturas se dan en la 1/4 parte superior del hueso y en el 1/3 inferior del hueso, se ha fijado un mayor número de puntos a interpolar en estas proporciones que en el resto del hueso (9 puntos de interpolación en el ¼ superior y 1/3 inferior del hueso).

Obtenida la curvatura por interpolación para una tibia de una longitud determinada, las secciones anteriormente ubicadas son desplazadas perpendicularmente al plano de la radiografía de manera que todas ellas resulten tangentes a la superficie definida por la curva de interpolación (ver figura 8a).

En la figura 8b se representan en planta las 50 secciones una vez desplazadas de acuerdo con la curvatura lateral obtenida.





## 6. Resultados

Los distintos algoritmos propuestos han sido implementado en Visual C# bajo la plataforma de Visual Studio (WinForm) usando librerías de CsGl (OpenGl for Visual C#). El aspecto del entorno de la aplicación se muestra en la figura 9 donde sobre las secciones se ha programado una operación de mallado para dar un aspecto sólido al modelo.

a) Contacto de secciones con plano definido por curva lateral

b) Vista en planta de secciones ubicadas según curvatura lateral

Los algoritmos han sido ensayados sobre un total de 30 radiografías de individuos de ambos sexos y con edades comprendidas entre los 26 y 58 años.

Para valorar los resultados obtenidos se ha dispuesto de una subrutina que permite exportar las curvas, una vez ubicadas de acuerdo con los algoritmos propuestos, a formato dxf.

Se ha utilizado SolidWorks para realizar dos reconstrucciones independientes de cada tibia. Una con las curvas exportadas desde la aplicación desarrollada y otra a partir de la ubicación de las curvas proporcionada por estudios DICCOM de CODONICS.

De la comparativa de ambos modelos se deduce que los volúmenes encerrados por ambas reconstrucción varían entre un 5% para el mejor de los casos ensayados y un 12% para el peor caso obtenido.



Figura 9. Entorno de la aplicación

# 7. Conclusiones.

Se ha realizado una propuesta de reconstrucción de huesos a partir de una sola vista que estará formada por una radiografía frontal del hueso.

La metodología propuesta permite la reconstrucción de huesos a partir de una sola radiografía lo que permite reducir el tiempo de exposición de los individuos.

Los resultados obtenidos muestran un error en una horquilla de entre un 5% y un 12% lo que hace al método interesante pero con posibilidades de mejorar.

De la observación de los ejemplos ensayados se deduce que posibles giros en la pierna durante el proceso de radiografía influyen muy negativamente en el proceso de reconstrucción por lo que se requiere asegurar de forma muy fehaciente la correcta posición de la pierna del individuo antes de realizar la radiografía origen del proceso de reconstrucción.

# Referencias

- Tsung-Yuan, T., Jing-Sheng L., Shaobai W., Hao L., Henrik M., Guoan L., Harry, R. and Young-Min K. (2013). A novel dual fluoroscopic imaging method for determination of THA kinematics: In-vitro and in-vivo study. *Journal of Biomechanics*. Vol. 46, pp. 1300-1304, DOI: 10.1016/j.jbiomech.2013.02.010.
- Klintstrom, E, Klintstrom, B., Moreno, R., Brismar, T.B., Pahr, D.H. and Smedby, O. (2016). Predicting Trabecular Bone Stiffness from Clinical Cone-Beam CT and HR-pQCT Data; an In Vitro Study Using Finite Element Analysis. PLOS ONE. Vol. 11 (8), DOI: 10.1371/journal.pone.0161101.
- Isaza, J.F. and Correa, S. (2008). Methodology for 3D reconstruction of craniofacial structures and their use in the finite element method. *Ingeniería y ciencia*. Vol. 4(7), pp. 12-149.
- Ortega, D.R., Gutiérreza, G., Iznaga, A.M., Rodrígueza, T., de Beuleb, M. and Verhegghe, B. (2015). Obtención de la estructura ósea del pie al aplicar la umbralización global y la adaptativa. *Revista Internacional de Métodos Numéricos para Cálculo y Diseño en Ingeniería.* Vol. 31(2), pp. 113-119, DOI: 10.1016/j.rimni.2014.02.002.
- Delin, C., Silvera, S., Bassinet, C., Thelen, P., Rehel, J., Legmann, P. and Folinais, D. (2014). Ionizing radiation doses during lower limb torsion and anteversion measurements by EOS stereoradiography and computed tomography. *European Journal of Radiology*. Vol 83, pp. 371-377, DOI: 10.1016/j.ejrad.2013.10.026.
- Guenoun, B., El Hajj, F., Biau, D., Anract, P. and Courpied, J.P. (2015). Reliability of a new method for evaluating femoral stem positioning after total hip arthroplasty based on stereoradiographic 3D reconstruction. *The journal of arthoplasty*. Vol. 30, pp. 141-144, DOI: 10.1016/j.arth.2014.07.033.
- Tsai, T., Dimitriou, D., Hosseini, A., Liow, M.H., Torriani, M., Li, G. and Kwon, Y. (2016). Assessment of accuracy and precision of 3D reconstruction of unicompartmental knee arthroplasty in upright position using biplanar radiography. *Medical Engineering and Physics*. Vol. 38, pp. 633-638, DOI: 10.1016/j.medengphy.2016.04.002.
- Pueyo, J., Ripalda, P. and Forriol, F. (2003). Morphological changes in the femur in relation to sex and age. CT scan study. *Revista Española de cirugía ortopédica y traumatología*. Vol. 47(5), pp. 354-361.
- Izard, R.M., Fraser, W.D., Negus, C., Sale, C. and Greeves, J.P. (2016). Increased density and periosteal expansion of the tibia in young adult men following short-term arduous training. *Bone.* Vol. 88, pp. 13-19, DOI: 10.1016/j.bone.2016.03.015.
- Salman, N. (2006). Image segmentation based on watershed and edge detection techniques. *The International Arab Journal of Information Technology.* Vol. 3, pp. 104-110.
- Maini, R. and Aggarwal, H. (2010). Study and comparison of various image edge detection techniques. *International Journal of Image Processing (IJIP).* Vol. 3, pp. 1-10.
- Engel, K., Hadwiger, M., Kniss, J., Rezk-Salama, C. and Weiskopf, D. (2006). *Real-Time* Volume Graphics. CRC Press.
- Hough, P.V.C. (1962). Method and Means for Recognizing Complex Patterns. *US Patent* 3,069,654, Ser. No. 17,7156 Claims.
- Canny, J. (1986). A computational approach to edge detection. *IEEE Transactions on pattern analysis and machine intelligence*. Vol. 8 (6).
- Worthington, L.P. (2002). Enhanced canny edge detection using curvature consistency. *IEEE Transactions on Graphics and Image Processing.* Vol. 55, pp. 95-105.
- Yuksel, C. Schaefer, S. and Keyser, J. (2011). Parameterization and applications of Catmull– Rom curves. *Computer-Aided Design*, Vol. 43, pp. 747-755, DOI: doi:10.1016/j.cad.2010.08.008.
- Tan, J.H. and Acharya, U.R. (2014). Active spline model: A shape based model-interactive segmentation. *Digital signal processing*. Vol. 35, pp. 64-74, DOI: 10.1016/j.dsp.2014.09.002.

Tan, J.H,Acharya, U.R., Chua, K.C., Cheng, C. and Laude, (2016). A Automated extraction of retinal vasculature *Medical physics*. Vol. 43(5), DOI: 10.1118/1.4945413.