

# Aplicación de la fotogrametría de objeto cercano en el modelamiento tridimensional de caderas

## Photogrammetric application of close object in the three-dimensional modeling to hips

ANTONIO HERNÁNDEZ ROJAS<sup>1\*</sup>, JUAN SEBASTIAN DIAZ<sup>2\*\*</sup>,  
MARIA PAULINA QUIROGA<sup>3\*\*\*</sup>

<sup>1\*</sup>Docente Universidad Distrital Francisco José de Caldas,  
Facultad del Medio Ambiente y Recursos Naturales

<sup>2\*\*</sup>Ingeniero Topográfico. <sup>3</sup>Ingeniero Topográfico.

Correspondencia: \*ahernandez@udistrital.edu.co, \*\*jsdaz@gmail.com, \*\*\* mpaulina@gmail.com

RECIBIDO: marzo 1/2011 MODIFICADO: julio 10/2011 ACEPTADO: Agosto 10/2011

### RESUMEN

La necesidad de la ciencia médica ortopédica por establecer diagnósticos precisos, eficientes y de bajos costos, partiendo de métodos poco invasivos al paciente, establece el planteamiento de nuevos procedimientos a partir de herramientas ya existentes.

La cadera es una de las articulaciones del cuerpo que soporta más peso y ocupa el segundo lugar en el número de articulaciones que se reemplazan en el continente americano. Es por esto que surge la inquietud por parte de la ingeniería topográfica de diseñar, modelar y establecer la solución adecuada para este problema, basando la investigación en los procedimientos bioestadísticos que permitan un alto grado de confiabilidad.

Estos modelos han sido verificados utilizando el método ANOVA (análisis de varianza), analizando mediciones sobre el modelo con respecto a las mediciones sobre las radiografías. La confiabilidad obtenida es de 95%. Es posible utilizar la metodología descrita en este artículo para estudiar el desgaste

total de cadera, caracterización de fracturas acetabulares y en general el modelamiento tridimensional de cualquier hueso.

**Palabras clave:** cadera, fotogrametría, modelo, radiografía, resección fotogramétrica, teoría epipolar.

### ABSTRACT

Currently, the Orthopedic medical science necessary for establish an accurate diagnosis, efficient and low cost, to osseous level, less invasive methods for the patient, establishing the approach of new procedures from existing tools.

The hip is one of the articulation from the body that support more weight and occupies the second place in the number of the articulations that replace in the american continent. This is why concern arises, by the topographical engineering, to design, to model and to establish the proper solution for this problem, basing research in biostatistical procedures which allow a high degree of reliability.

These models have been verified utilizing the ANOVA method (Analysis of Variance), analysing measurements of the model with respect the measurements on the radiographs. The reliability obtained is the 95%. Is possible utilize the methodology written in this document to study the total debili-

tation of the hip, characterizing of acetabular fractures and the modeling tridimensional of any bone in general

**Keywords:** hip, photogrammetry, model, radiography, photogrammetric resection, epipolar theory.

## INTRODUCCIÓN

La generación de modelos 3D de huesos genera retos adicionales a los encontrados en fotogrametría convencional o de objeto cercano, ya que no es posible obtener información de coordenadas sobre el objeto a modelar. En este artículo se muestra la metodología para superar la condición de la falta de control sobre la superficie objetivo (la estructura ósea de la cadera).

Es necesario evaluar el uso médico práctico de las metodologías propuestas. Pensando en esto, se diseñó una caja especial radio-lúcida con marcas fiduciales radio opacas y con coordenadas conocidas; este dispositivo ha sido ajustado para dar una orientación especial a la cadera conservando los estándares utilizados en la radiología para obtener las proyecciones necesarias en el estudio de la cadera (antero-posterior, oblicua iliaca y oblicua-obturatriz). Como objetivo principal de esta investigación se propone generar el modelo tridimensional del acetábulo, a partir de radiografías, siguiendo los procedimientos fotogramétricos convencionales en fotogrametría de objeto cercano.

## METODOLOGÍA

Se propone el establecimiento de una metodología adecuada que garantice una alta precisión en el modelo, considerando el obstáculo de materializar puntos de control sobre la superficie de estudio para poder realizar su control tridimensional.

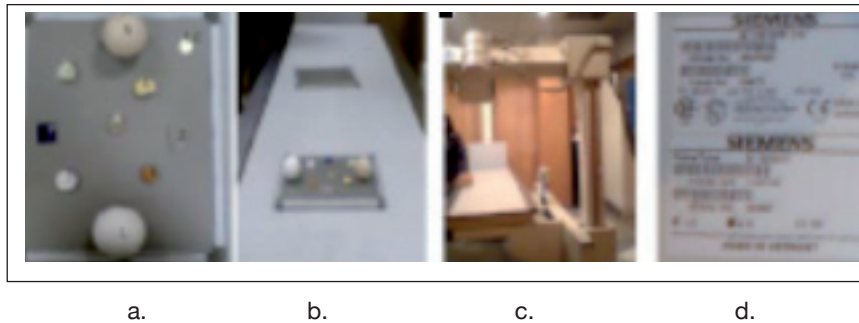
Esta metodología se orienta a obtener un modelo tridimensional de la cadera utilizando tres radiografías tomadas con dispositivo estático de rayos X como información primaria; la calidad de los modelos es proporcional al número de imágenes. Se modeló: cresta iliaca, agujero obturador, cabeza femoral, línea articular coxo-femoral, una parte del trocánter menor, todo el trocánter mayor, pubis, sínfisis púbica, cresta iliopúbica y tuberosidad isquiática.

Se determinaron las siguientes fases en el proceso metodológico: a) Selección del material para la caja de calibración; b) Referenciación con puntos de control; c) Toma de radiografías y d) Modelamiento fotogramétrico.

### Selección del material de la caja de calibración

Para construir la caja se analizaron varios materiales (comportamiento químico y físico) expuestos a los rayos X (radiación mínima y máxima) para determinar cuál sería el apropiado para ser radio lúcido en la placa pero estructuralmente fuerte para soportar el peso de un paciente. Estos fueron: acrílico, poliestireno expandido y no expandido, poliuretano, silicona, metal, madera y balsa (figura 1).

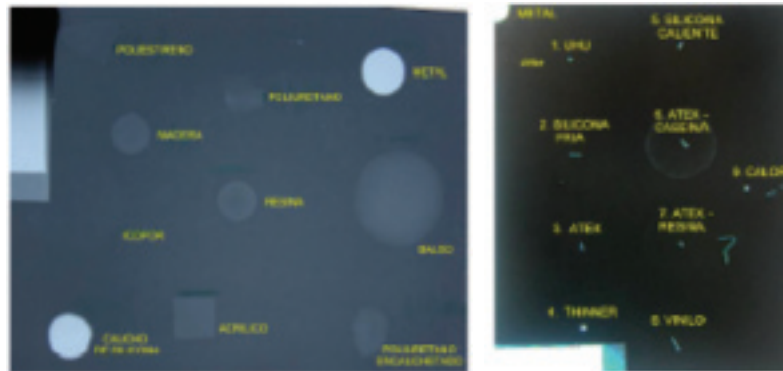
Las pruebas de rayos X fueron hechas en el hospital universitario La Samaritana, utilizando el tubo Roentgen Siemens. Se observaron diferentes aspectos, como el comportamiento de los materia-



**Figura 1.** Toma de radiografías de los materiales evaluados. a. Materiales en evaluación; b. Rayo X sobre el blanco; c. Ajuste del dispositivo y d. Configuración y especificación técnica del tubo Roentgen.

les con diferentes pegamentos y recubrimientos, el principal objetivo de estas pruebas fue establecer la conducta de estos sobre la película de rayos X, ya que para este estudio se necesitaba radiolucidez de los materiales en la imagen. Se evaluó el pegamento adecuado para la construcción de la caja entre:

Atex, silicona en frío, silicona en calor y UHU; el mejor fue Atex. La caja se recubrió con yeso para garantizar su estabilidad; finalmente, el material de mejor comportamiento de radio-lucidez fue el icopor, absolutamente invisible en las placas (figura 2).



**Figura 2.** Izq. Radiografía obtenida con los diferentes materiales, Der. Pegamentos y recubrimientos evaluados.gen.

### Referenciación de la caja de calibración

Para la caracterización de caderas se utilizan tres radiografías. Dos a  $30^\circ$  desde el cenit (proyecciones oblicuas) y una paralela al sensor (proyección anteroposterior). Por ética radiológica no es permitido irradiar al paciente repetidas ocasiones por sesión, para obtener los parámetros de orientación ( $\omega$ ,  $\varphi$ ,  $\kappa$ ,  $x$ ,  $y$ ,  $z$ ,  $s$  = tres ángulos de rotación, tres ángulos

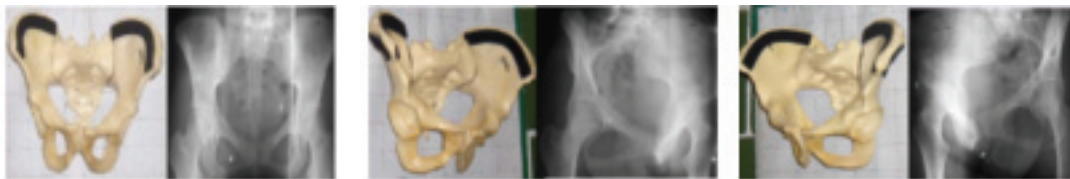
de traslación y un factor de escala) se posicionaron puntos de plomo milimétricos sobre la caja de calibración, referenciados con una estación Trimble GDM3600 modo láser sin prisma y método de azimuth directo (figura 3).

Estos puntos se formaron con diferentes figuras geométricas para su posterior identificación sobre



**Figura 3.** Referenciación de los puntos de plomo sobre la caja de calibración.

las radiografías. Para brindar seguridad al paciente, se añadieron correas radio lúcida que además garantizan que el paciente esté estático con respecto a los puntos de control, simulando el movimiento del sensor con respecto al objeto (principio de fotogrametría de objeto cercano), garantizando la calidad de los modelos a generar.



**Figura 5.** Modelo físico desarrollado para la correcta captura de información. Izq. Proyección Antero-posterior; Cen. Proyección Oblicua-Iliaca izquierda; Der. Proyección Oblicua-Obturatriz izquierda.

Photomodeler fue el paquete utilizado para la obtención de la información, aplicando la teoría epipolar en imágenes adyacentes. Un buen modelo es el producto de la captura de suficientes puntos; para cada modelo fueron capturados aproximada-

### Toma de radiografías

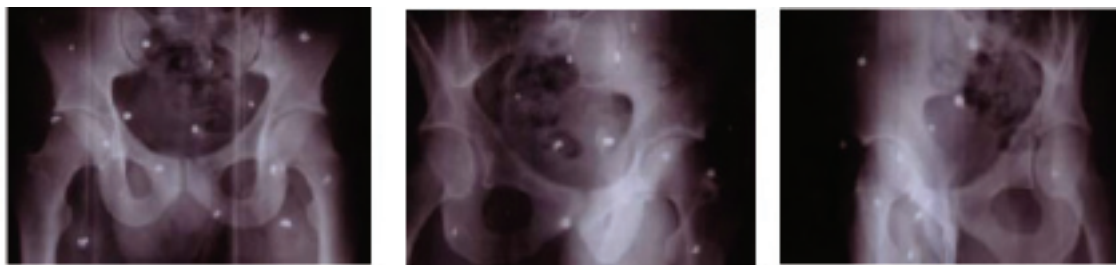
Se irradiaron seis caderas (cuatro de hombre y dos de mujer) usando la caja de calibración fabricada. Fueron tomadas a la altura máxima del tubo Roentgen usado (1.15 m), a 62 kV, 64 mAs, 125 ms. Todos los parámetros estándar fueron conservados para la toma de las radiografías (figura 4).

### Modelamiento fotogramétrico

Las características típicas de los rayos X no permiten distinguir entre uno y otros elementos en el mismo lugar, ya que estos aparecen en el mismo plano como una imagen confusa. Para evitar malas interpretaciones, se utilizó un modelo físico para clarificar los elementos a modelar y para realizar un procesamiento similar al que se llevaría a cabo una vez se tuviesen las imágenes radiográficas (figura 5).

La figura 6 muestra las imágenes radiográficas obtenidas con la caja de calibración, y cada punto de control con diferentes formas, interpretables en las imágenes, fueron logrados también para los modelos dos y tres.

mente 3000 puntos. Fue complicado distinguir entre la zona acetabular y su zona adyacente, puesto que ambas están localizadas en el área acetabular y toda la información del hueso está representada en la misma información radiométrica. La anterior es



**Figura 6.** Proyecciones para el primer modelo. Izq. Proyección Antero-posterior 15 puntos de control; Cen. Proyección Oblicua-Iliaca izquierda 15 puntos de control; Der. Proyección Oblicua-Obturatriz izquierda 20 puntos de control.

la causa de que la cabeza femoral no se distinga en las imágenes radiográficas; para mayor seguridad es mejor capturar primero dos imágenes y luego, utilizando la teoría epipolar, se orientaría automáticamente la tercera imagen, asegurando mayor calidad en la obtención de la información.

## RESULTADOS Y DISCUSIÓN

Para la cadera sintética, en la generación de datos, se emplearon tres imágenes obtenidas utilizando la

cámara digital Hewlett Packard R737 de 6.2 Megapíxeles. Estas se orientaron con dos iteraciones de dos pasos cada una, arrojando un error de 0.047.

Para los modelos con las imágenes radiográficas, se obtuvieron los siguientes residuales (tabla 1 a tabla 4). Los valores residuales de los puntos de control, para el ajuste de cada modelo aceptado como “buena calidad” en fotogrametría de objeto cercano, fueron (tabla 5):

**Tabla 1.** Ángulos de rotación en el proceso de calibración para el modelo de la cadera sintética

PROYECCIÓN	OMEGA	PHI	KAPPA	COORD. FOTO (cm)
Antero Posterior	5°20'18"82 Desviación: 0°10'48"	-0°10'38"82 Desviación: 0°09'45"8	0°44'06"16 Desviación: 0°01'08"4	X=22.049420 Y=15.735394 Z= 3.96948
Oblicua Iliaca Izq	4°31'09"4 Desviación: 0°04'08"4	-32°07'36"63 Desviación: 0°03'25"2	0°18'53"84 Desviación: 0°01'33"6	X=16.243000 Y=15.305347 Z= 7.789529
Oblicua Obturatriz Izq	4°17'18"58 Desviación: 0°04'15"6	31°39'23"41 Desviación: 0°03'32"4	-3°47'33"09 Desviación: 0°01'40"8	X=23.224676 Y=14.619182 Z= 2.385934

**Tabla 2.** Ángulos de rotación en el proceso de calibración para el Modelo Final 1.

PROYECCIÓN	OMEGA PHI	KAPPA	COORD.	FOTO (cm)
Antero Posterior	86°29'42"4 Desviación: 0°00'57"6	-7°41'43"48 Desviación: 0°01'01"2	1°36'03"97 Desviación: 0°00'18"	X=1189.8994 Y=2406.3674 Z= 84.5970
Oblicua Iliaca lzq	74°55'51"16 Desviación: 0°00'43"2	-48°39'09"36 Desviación: 0°00'28"8	-1°29'14"3 Desviación: 0°01'33"6	X=2063.7540 Y=1908.4817 Z= 242.0004
Oblicua Obturatriz lzq	88°46'08"4 Desviación: 0°00'39"6	26°54'15"76 Desviación: 0°03'32"4	-2°25'36"59 Desviación: 0°00'18"	X=359.4228 Y=2276.1051 Z= 25.8643

**Tabla 3.** Ángulos de rotación en el proceso de calibración para el Modelo Final 2.

PROYECCIÓN	OMEGA PHI	KAPPA	COORD.	FOTO (cm)
Antero Posterior	86°43'31"45 Desviación: 0°01'33"8	-6°25'44"87 Desviación: 0°03'54"	0°07'33"99 Desviación: 0°00'54"	X=1158.0743 Y=2404.0485 Z= 78.8217
Oblicua Iliaca lzq	87°47'10"67 Desviación: 0°02'09"6	-32°13'00"35 Desviación: 0°02'56"4	2°04'57"85 Desviación: 0°01'26"4	X=1748.8995 Y=2192.1273 Z= 44.8817
Oblicua Obturatriz lz	90°01'31"58 Desviación: 0°01'44"4	22°03'41"36 Desviación: 0°02'13"2	0°39'39"28 Desviación: 0°01'8"	X=469.5858 Y=2313.8140 Z= 1.8310

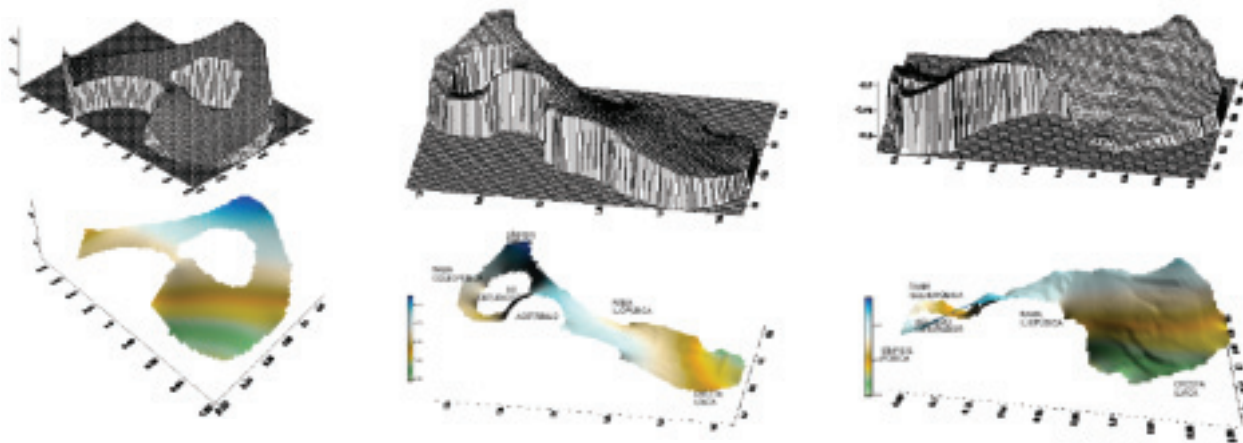
**Tabla 4.** Ángulos de rotación en el proceso de calibración para el Modelo Final 3.

PROYECCIÓN	OMEGA PHI	KAPPA	COORD.	FOTO (cm)
Antero Posterior	86°43'31"45 Desviación: 0°01'44"4	-6°25'44"87 Desviación: 0°03'54"	0°07'33"99 Desviación: 0°00'54"	X=1158.0743 Y=2404.0485 Z= 78.821
Oblicua Iliaca lzq	87°47'10"67 Desviación: 0°02'09"6	-32°13'00"35 Desviación: 0°02'56"4	2°04'57"85 Desviación: 0°01'26"4	X=1748.8995 Y=2192.1273 Z= 44.8864
Oblicua Obturatriz lzq	90°01'31"58 Desviación: 0°01'44"4	22°03'41"36 Desviación: 0°02'13"2	0°39'39"28 Desviación: 0°01'8"4	X=469.5858 Y=2313.8140 Z= 1.8310

**Tabla 5.** Valores residuales para el ajuste de los puntos de control, por modelo.

PUNTO	MOD. FINAL 1	MOD. FINAL 2	MOD. FINAL 3
1	-----	0.0009	4.078
2	1.7889	2.4529	1.5024
4	1.6450	3.090	0.5990
5	-----	3.4617	1.9902
7	2.9914	0.0011	2.9881
8	-----	4.0166	3.1757
10	2.5382	2.5307	1.8696
11	0.6895	2.9926	1.1115
13	2.5656	4.3962	2.5255
14	0.3154	4.4481	1.5290
15	-----	-----	2.0655
16	-----	0.0002	1.5618
3	-----	2.8938	-----
6	2.0181	0.0006	-----
9	2.1826	2.3076	-----
12	-----	3.1927	-----

Dada la dificultad para el modelamiento con el programa Photomodeler fue necesario, para la obtención de los modelos digitales de elevación, el uso del programa Surfer 8.0, con los datos de la información obtenida (figura 7):



**Figura 7.** Modelos digitales de elevación: arriba, 1 derecho. View 0°; centro, 1 izquierdo. View 260°; abajo 1 derecho. View 290°.

Para la validación estadística, se llevaron a cabo tres lecturas calibradas de cada distancia específica en cada radiografía, para la longitud de la sínfisis púbica, la longitud acetabular y la longitud de

la sínfisis púbica al plano isquiopúbico para cada modelo, las cuales fueron realizadas por dos observadores diferentes (tabla 6).

**Tabla 6.** Conjunto de mediciones para los dos observadores.

CASO	OPERADOR 1	OPERADOR 2				
SINFISIS PÚBLICA	1	2	3	4	5	6
MF 1 DERECHO	2,57	2,54	2,60	2,55	2,52	2,54
MF 1 IZQUIERDO	2,36	2,38	2,42	2,42	2,41	2,44
MF 2 DERECHO	2,08	2,11	2,09	2,12	2,16	2,13
MF 2 IZQUIERDO	2,09	2,12	2,11	2,10	2,09	2,09
MF 3 DERECHO	2,08	2,07	2,08	2,12	2,12	2,13
MF 3 IZQUIERDO	2,15	2,09	2,13	2,08	2,08	2,04

El mismo proceso se realizó en los modelos digitales, luego de las mediciones, estos fueron comparados con las distancias sobre las radiografías y analizados con el método estadístico ANOVA, el cual estableció que las diferencias en las observaciones realizadas no son diferentes en más de doce unidades; en la hipótesis inicial se había aceptado veinte como error.

## CONCLUSIONES

Con el análisis ANOVA, el 95% de las mediciones realizadas están dentro del parámetro establecido.

Si se quisiera modelar la totalidad de la pelvis, con un mejor grado de resolución de la imagen, sería necesario hacer más de tres proyecciones, a una configuración de toma de 80 kV, 60 mAs, 160 ms para textura delgada y mayor para otras texturas.

En la implementación de la metodología planteada en el ámbito clínico es necesario el conocimiento y entendimiento de la teoría epipolar y de manera conceptual, de la resección fotogramétrica,

para la buena consecución de los resultados esperados.

Si un profesional ajeno a las aplicaciones médicas decidiera hacer uso de esta metodología para captura de información ósea, se hace necesario el conocimiento e interpretación adecuada de la imagen, para establecer la veracidad de la información allí plasmada, como de los datos abstraídos de esta, para evitar errores en el momento de la toma de decisiones.

Los niveles digitales de la imagen radiográfica, en cuanto a la resolución espacial, no permiten la visualización de cambios topográficos sobre la superficie ósea, por ende, estos no pueden ser modelados.

A pesar de las bondades ofrecidas por Photomodeler, no fue posible generar los modelos en esa misma herramienta, por lo que fue necesario acudir a Surfer, generador de modelos tridimensionales y otras aplicaciones.



Aunque se trataron de establecer parámetros de mínimo movimiento en la camilla, plataforma de la caja de calibración, existieron distorsiones debidas a este fenómeno, que afectaron la calidad de la información interpretada.

Las fuentes principales de error en esta metodología son: la inclinación del paciente en la camilla, tamaño de los puntos de control, proceso de escaneado convencional de la imagen, y la presencia de artificios metálicos en las radiografías.

Se recomienda que el material de la camilla sea de poliuretano expandido encauchetado, material ergonómico para el paciente, que generaría comodidad en el momento de aplicar el procedimiento.

#### **BIBLIOGRAFÍA**

FELICÍSIMO A. M. (1994). Modelos digitales de terreno: introducción y aplicaciones a las ciencias ambientales. Oviedo: Pentalfa. 122 p.

KARARA H. M. (1989). Non-Topographic Photogrammetry (Science and Engineering Series). American Society for Photogrammetry & Remote Sensing; 2nd Revised edition. 445 p.

CHERNI-NIEDRA, A.N. (1971). Roentgno topografía.

HOXTER, E. A. (1972). Técnica radiográfica. Berlín.

TURNER, J. C. (1970). Matemática moderna aplicada. Probabilidades, estadística e investigación operativa. Madrid: Alianza Editorial. 550 p.

ATLAS SIG HIPARIÓN S.L. (2004). Diccionario de terminología cartográfica. Argentina: Universidad Nacional de San Juan.

ATKINSON, K. B. (1980). Developments in close range photogrammetry: Departament of photogrammetry and surveying. London.

LOBANOV, N. & AN NIEDRA (1983). Fototopografía 223 pags.

BOBIR, N. Y., A. N. LOVANOV, G.D. FIODOROK & M. NIEDRA. (1974). Fotogrametría. Moscú.