

Trabajo Fin de Grado

Modelado 3D de vértebras a partir de radiografías
de pacientes intervenidos mediante artrodesis con
tornillos pediculares

Autora:

Raquel Gacías Lacruz

Director

José Jesús Guerrero Campo

Escuela de Ingeniería y Arquitectura
2014

Modelado 3D de vértebras a partir de radiografías de pacientes intervenidos mediante artrodesis con tornillos pediculares

RESUMEN

La artrodesis con tornillos pediculares es una intervención quirúrgica en la cual se busca la fijación y estabilización de una parte de la columna vertebral. Los tornillos pediculares se insertan desde la parte posterior de la vértebra a través de los pedículos vertebrales y es importante disponer de un método fiable de determinación de la posición del tornillo pedicular con respecto a la vértebra y al pedículo vertebral. La disponibilidad de un sistema de diagnóstico sencillo a partir de dos radiografías, permitiría analizar la posición tridimensional de los tornillos pediculares en relación a los pedículos vertebrales de una forma más económica y con menor exposición de radiación para el paciente que las técnicas utilizadas actualmente, como la Tomografía Axial Computarizada.

La idea principal es el desarrollo y mejora de un prototipo existente que permita a un especialista identificar y reconstruir en tres dimensiones de forma semiautomática el conjunto de cuerpo vertebral, pedículos y tornillos pediculares, a partir de estudios radiológicos sencillos.

Las herramientas que se van a utilizar para el desarrollo del trabajo son Matlab y PhotoModeler Scanner.

Se va a proceder a hacer un reconocimiento semiautomático del contorno de los pedículos vertebrales en las vistas frontal y lateral de las radiografías, mediante contornos activos, para posteriormente hacer una reconstrucción 3D de los mismos en conjunto con las vértebras y los tornillos pediculares, todo a través de una interfaz gráfica realizada con Matlab. Asimismo, se pretende analizar de forma comparativa la segmentación de los pedículos mediante otros algoritmos.

El desarrollo del trabajo implica una fase previa de investigación, con objeto de probar distintos métodos de segmentación y detección de contornos para el caso que se está realizando. Tras determinar un sistema de trabajo, se procede a la detección de los pedículos y a su emparejamiento entre las radiografías frontal y lateral. Por último, mediante técnicas fotogramétricas se tratan los datos para reconstruir un modelo 3D aproximado de la anatomía del paciente, sobre el cual poder tomar medidas para posterior diagnóstico.

Agradecimientos

Debo agradecer a Alberto Badías el haberme permitido continuar con su trabajo, prestándome su material y su ayuda.

También darle las gracias a Javier Pereiro por el material radiológico y por las explicaciones médicas, y a José Jesús Guerrero Campo, director de este proyecto, por su supervisión.

Por último, me gustaría agradecer de forma general a aquellos que me han acompañado estos cuatro años, por todas las experiencias compartidas.

Tabla de contenido

1. Introducción.....	1
1.1 Motivación	1
1.2 Justificación del proyecto.....	1
1.3 Objetivos	2
2. Segmentación de pedículos	3
2.1 Anatomía de los pedículos vertebrales.....	3
2.2 Los pedículos en estudios radiológicos.....	4
2.3 Algoritmos de segmentación.....	5
2.3.1 Algoritmo Chan – Vese.....	8
2.3.2 Active Shape Model (ASM).....	11
2.3.3 Crecimiento de región	15
2.4 Comparación y elección de algoritmo.....	18
3. Modelado de pedículos.....	21
3.1 Hipótesis de trabajo	21
3.2 Etapas	22
3.2.1 Etapas previas.....	22
3.2.2 Identificación de pedículos.....	23
3.2.3 Emparejamiento de pedículos	24
3.2.4 Posicionamiento y orientación del conjunto	25
4. Resultados	27
4.1 Resultados a través de la interfaz	27
4.2 Análisis de resultados.....	31
4.3 Valoración de la adición de una radiografía extra.....	33
4.4. Comparación con un TAC.....	35
5. Conclusiones	41
 Anexo I Interfaz gráfica de usuario	 43
Anexo II Redefinición de la geometría 3D.....	59
Anexo III Descripción del software utilizado	61
 Referencias.....	 67

Índice de figuras

Figura 2.1: Vistas de vértebras lumbares.	3
Figura 2.2: Identificación de pedículos en radiografías	4
Figura 2.3 Imágenes de pedículos	5
Figura 2.4 Segmentación manual de los tres casos, vista frontal	6
Figura 2.5 Segmentación manual de los tres casos, vista frontal	7
Figura 2.6 Representación de la unión de dos muestras A y B	7
Figura 2.7 Posibles posiciones de una curva C respecto al contorno de un objeto	8
Figura 2.8 Segmentación mediante Chan-Vese del caso 1	9
Figura 2.9 Segmentación mediante Chan-Vese del caso 2	10
Figura 2.10 Segmentación mediante Chan-Vese del caso 3	10
Figura 2.11 Gráfica de la variación del coef. de Sorensen – Dice frente a α	11
Figura 2.12 Marcado de puntos en el entrenamiento del ASM, vista frontal.....	12
Figura 2.13 Marcado de puntos en el entrenamiento del ASM, vista lateral.	12
Figura 2.14 ASM del caso 1 frontal	13
Figura 2.15 ASM del caso 2 frontal	13
Figura 2.16 ASM del caso 3 frontal	14
Figura 2.17 ASM del caso 1 lateral.....	14
Figura 2.18 ASM del caso 1 lateral.....	15
Figura 2.19 ASM del caso 1 lateral.....	15
Figura 2.20 Evolución del crecimiento de una región.....	16
Figura 2.21 Crecimiento de región del caso 1	17
Figura 2.22 Crecimiento de región del caso 2	17
Figura 2.23 Crecimiento de región del caso 3	18
Figura 2.24 Resultados del método de crecimiento de semilla para tres semillas diferentes.....	19
Figura 2.25 Resultados del método de ASM para tres marcados diferentes	19
Figura 2.26 Resultados del método de Chan-Vese para tres marcados diferentes	19
Figura 3.1 Planos frontal y sagital sobre un paciente.....	21
Figura 3.2 Instrumentación	22
Figura 3.3 Marcado de los pedículos	23
Figura 3.4 Interfaz gráfica, etapa de correspondencia de pedículos.....	24
Figura 3.5 Cámaras orientadas	25
Figura 3.6 Cámaras orientadas	26
Figura 4.1 Caso a resolver	27
Figura 4.2 Resultados identificación instrumentación;	28
Figura 4.3 Resultados identificación cuerpos vertebrales	28
Figura 4.4 Resultados identificación pedículos.....	29
Figura 4.5 Modelo generado de forma automática.....	29
Figura 4.6 Modelo con instrumentación cilíndrica	30
Figura 4.7 Modelo tras redefinición de la geometría	30
Figura 4.8 Modelo tras la redefinición de la geometría, menor opacidad	31
Figura 4.9 Modelos 3D	32
Figura 4.10 Planos frontal, sagital y bisector sobre un paciente	33
Figura 4.11 Radiografías paciente.....	34
Figura 4.12 Modelado 3D a partir de 2 radiografías	34
Figura 4.13 Modelado 3D a partir de 3 radiografías	34

Figura 4.14 Escáner para Tomografía Axial Computarizada	35
Figura 4.15 Secciones de una Tomografía Axial Computarizada	36
Figura 4.16 Caso de estudio	36
Figura 4.17 Múltiples vistas del modelo tridimensional de un TAC	37
Figura 4.18 Modelo tridimensional a través de la interfaz	37
Figura 4.19 Porcentaje de inserción de tornillos en cuerpo vertebral, vista radiografía	38
Figura 4.20 Porcentaje de inserción de tornillos en cuerpo vertebral, vista TAC	38
Figura 4.21 Porcentaje de inserción de tornillos en la vértebra con pedículo, vista radiografía	39
Figura 4.22 Porcentaje de inserción de tornillos en la vértebra con pedículo, vista TAC	39
Figura I.1 Apariencia Interfaz 1.0	43
Figura I.2 Apariencia Interfaz 2.0	44
Figura I.3 Etapa de carga de las imágenes	45
Figura I.4 Etapa de selección del área de trabajo	45
Figura I.5 Etapa de binarización de las imágenes por defecto	46
Figura I.6 Etapa de carga binarización de las imágenes, cambio de algoritmo	46
Figura I.7 Etapa de cierre manual de contornos abiertos	47
Figura I.8 Elección del número de divisiones para la binarización por segmentos	47
Figura I.9 Modificación del valor de los <i>sliders</i> para la binarización por segmentos	48
Figura I.8 Resultados de la etapa de binarización	48
Figura I.9 Etapa de detección de la instrumentación en la vista frontal	49
Figura I.10 Confirmación de intersecciones entre cabezas en la vista frontal	50
Figura I.11 Etapa de detección de la instrumentación en la vista lateral	50
Figura I.12 Confirmación de intersecciones entre cabezas en la vista lateral	51
Figura I.13 Identificación de los elementos correspondientes a cada hilera	51
Figura I.14 Distinción entre tornillos y barras	52
Figura I.15 Asociación entre una cabeza y su tornillo correspondiente	52
Figura I.16 Resultados de la definición de la geometría de la instrumentación	53
Figura I.17 Etapa de correspondencia entre vistas de la instrumentación	53
Figura I.18 Visualización del resultado de la definición de la instrumentación	54
Figura I.19 Marcado de los cuerpos vertebrales en la vista frontal	54
Figura I.20 Marcado de los cuerpos vertebrales en la vista lateral	55
Figura I.21 Visualización de los contornos obtenidos de los cuerpos vertebrales	55
Figura I.22 Etapa de correspondencia entre vistas de los cuerpos vertebrales	56
Figura I.23 Marcado de los pedículos en la vista frontal	56
Figura I.24 Marcado de los pedículos en la vista lateral	57
Figura I.25 Visualización de los contornos obtenidos de los pedículos	57
Figura I.26 Etapa de correspondencia entre vistas de los pedículos	58
Figura I.27 Etapa de introducción de los parámetros de las cámaras	58
Figura II.1 Etapa de introducción de los parámetros de las cámaras	59
Figura II.2 Modificación de la geometría vertebral	60
Figura III.1 Archivos de interfaz	61

Índice de tablas

Tabla 2.1 Coeficientes de Sorensen – Dice en función de α	10
Tabla 2.2 Coeficientes de Sorensen – Dice para los resultados con ASM.....	14
Tabla 4.1 Análisis de errores en las longitudes para el caso A	32
Tabla 4.2 Análisis de errores en las longitudes para el caso B.....	33
Tabla 4.3 Porcentajes de inserción de los tornillos en el cuerpo vertebral.....	39
Tabla 4.4 Porcentajes de inserción de los tornillos en vértebra con pedículo	40
Tabla III.1 Descripción de las funciones externas a la interfaz.....	66
Tabla III.2 Descripción de las funciones externas a la interfaz.....	66

Capítulo 1

Introducción

1.1 Motivación

Este proyecto, que se enmarca en el área de Ingeniería de Sistemas de la Universidad de Zaragoza, parte de la necesidad de mejora de una herramienta semiautomática para la identificación y reconstrucción 3D de los cuerpos vertebrales y de la fijación con tornillos pediculares de pacientes intervenidos de la columna vertebral.

El sistema existente carece de la reconstrucción de los pedículos vertebrales, anexos al cuerpo de la vértebra. La necesidad de expansión nace de la importancia, a nivel de diagnóstico médico, de conocer la posición relativa de cada tornillo respecto al pedículo en el que se encuentra insertado. Es por esto que el objetivo final del proyecto es lograr la representación tridimensional de estos pedículos, en conjunto con los cuerpos vertebrales y las fijaciones existentes, los tornillos pediculares.

Los pedículos vertebrales aparecen con poco contraste en los estudios radiológicos, características que los hacen difíciles de identificar. Debido a esto, es interesante el análisis de distintas técnicas de extracción de su contorno para obtener una forma semiautomática de segmentación que nos permita sustituir la delimitación de su contorno de forma manual, pues éste requeriría tiempo y es fuertemente dependiente de la experiencia del especialista.

Por último, la disponibilidad de un conjunto de radiografías y TAC correspondientes a un mismo paciente hace posible una primera evaluación de los resultados y de la precisión del modelo obtenido con el software.

1.2 Justificación del proyecto

La posición de la instrumentación que se emplea para la fijación de la columna es muy importante, especialmente porque ésta puede aflojarse, romperse o desplazarse. Una posición incorrecta puede generar daño a la raíz nerviosa o a la médula espinal, pudiendo llegar a

ocasionar pérdidas de la función sensitiva y motora de las piernas, o generar problemas de incontinencia [1].

Actualmente la herramienta que se emplea para el análisis 3D en el campo de la medicina es la Tomografía Axial Computarizada (TAC), sin embargo, se trata de un método costoso tanto a nivel económico como temporal, además de someter a grandes radiaciones al paciente examinado. Por otra parte, existe la opción de un diagnóstico más sencillo y barato a partir de la observación de dos radiografías del paciente, pero éste método no es preciso y no permite tomar medidas objetivas de los elementos radiados.

La elección de un método u otro para determinar la adecuada posición de los tornillos pediculares dentro de la vértebra y del pedículo vertebral supone un compromiso entre la precisión de los resultados y los costes, tanto económicos como en cuestión de tiempo y de radiación al paciente. Como alternativa intermedia, este proyecto tiene como objetivo el modelo en 3D, del que se podría extraer más información que de las radiografías en cuanto a medición, pero sin perder la simplicidad y sin incurrir en mayores costes.

1.3 Objetivos

Los objetivos a realizar para este proyecto son los siguientes:

- Comparativa de diferentes métodos para la extracción del contorno de los pedículos vertebrales en radiografías de columna vertebral.
- Reconstrucción 3D semiautomática de los pedículos vertebrales a través de una interfaz gráfica para la utilización por parte de un especialista.
- Evaluación de la aportación en cuanto a resultados de la utilización de una tercera radiografía (en un ángulo intermedio entre la frontal y la lateral) y qué dificultades extra puede suponer.
- Medición del porcentaje de inserción de los tornillos en el conjunto pedículo-vértebra y comparación con los resultados de una Tomografía Axial Computarizada.
- Evaluación de la calidad del modelo a partir de la toma de medidas en la instrumentación de fijación.

Capítulo 2

Segmentación de pedículos

2.1 Anatomía de los pedículos vertebrales

Los pedículos vertebrales son porciones óseas delgadas y estrechas que se ubican en la parte posterior del cuerpo vertebral, y constituyen el punto de unión entre el cuerpo vertebral y las apófisis transversas y articulares, como se muestra en la figura 2.1 (a). Existen dos pedículos por vértebra, y sus bordes inferior y superior presentan una curvatura o escotadura que forman los llamados agujeros de conjunción o intervertebrales (figura 2.1, b), por los que salen los nervios raquídeos.

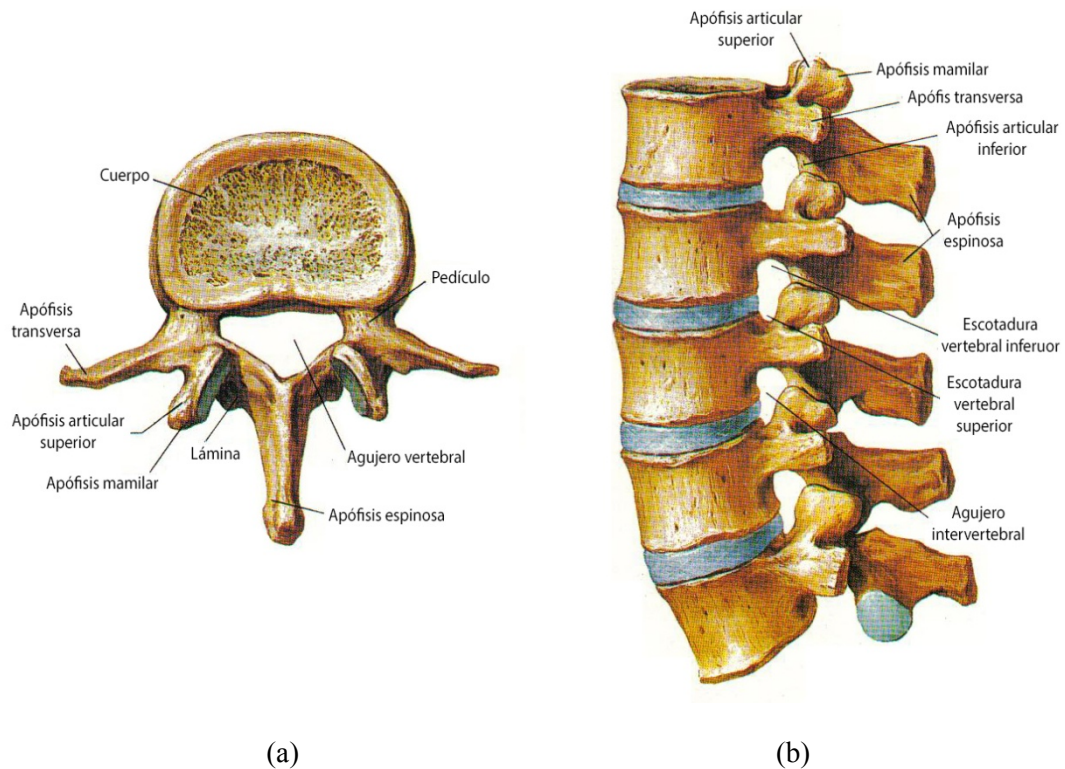


Figura 2.1: Vistas de vértebras lumbares: (a) Vista frontal; (b) Vista lateral.

2.2 Los pedículos en estudios radiológicos

Los pedículos se pueden identificar tanto en la vista frontal (o posteroanterior) como en la lateral en radiografías, como se aprecia en la figura 2.2.

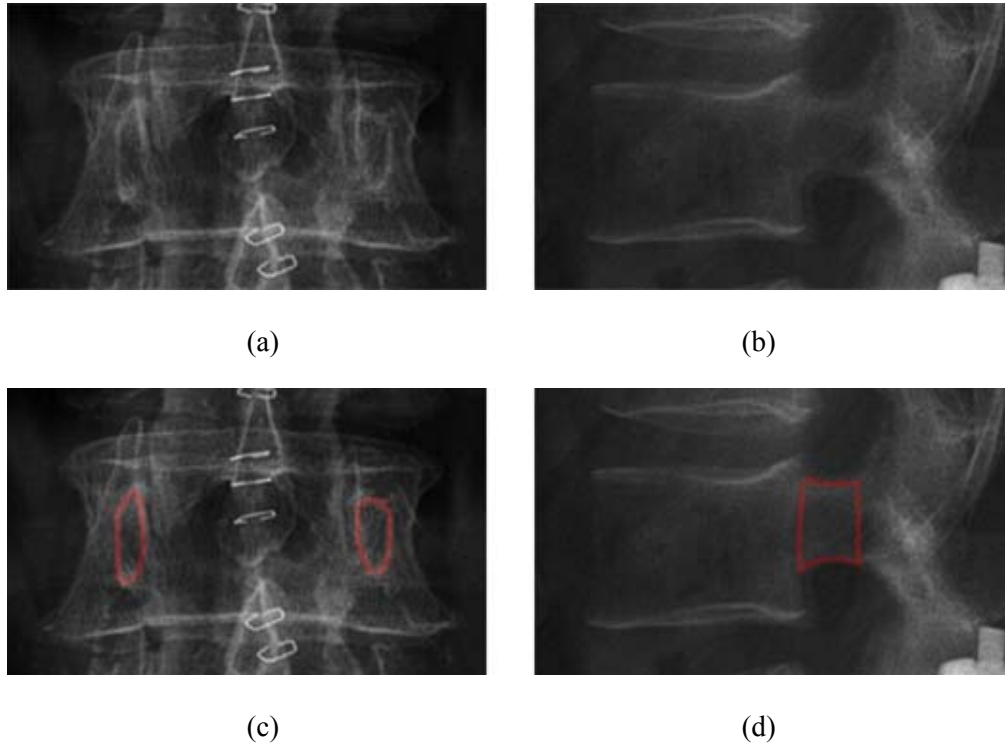


Figura 2.2: Identificación de pedículos en radiografías: (a) Vista frontal; (b) Vista lateral; (c) Marcado del contorno en vista frontal; (d) Marcado del contorno en vista lateral;

En la vista frontal tienen forma elíptica y se sitúan a media altura de la vértebra, uno a cada lado. En general tienen un bajo contraste radiológico, de modo que es más difícil su identificación visual que en la vista lateral. Sin embargo, su forma está mejor definida que en ésta, pues en la vista frontal los pedículos se caracterizan porque su interior es más oscuro que todo su contorno.

En la vista lateral, si está correctamente hecha la radiografía, existe un solapamiento entre los dos pedículos de cada vértebra, debido a que se sitúan a la misma altura. Su forma se asemeja a un cuadrilátero, aunque presenta ciertas curvaturas en los lados superior e inferior. Los lados derecho e izquierdo de este cuadrilátero no se encuentran perfectamente definidos, aunque se puede estimar su situación observando dónde termina el cuerpo vertebral en un lado y dónde se une el pedículo con las apófisis en el otro. Esto no supone un problema para su identificación de forma visual, pero sí supone una desventaja a la hora de hacer un reconocimiento automático de su contorno.

2.3 Algoritmos de segmentación

El objetivo de este apartado es encontrar el algoritmo más adecuado para la segmentación semiautomática de los pedículos en las vistas de las radiografías, teniendo en cuenta aspectos como el grado de interacción necesario por parte del usuario así como la preparación o entrenamiento previo, y por supuesto la calidad de los resultados obtenidos.

Asimismo, para evaluar la segmentación de los distintos algoritmos, se va a realizar un marcado manual de los pedículos que servirá de referencia a comparar con los resultados.

Para la vista frontal, los algoritmos se van a evaluar en tres imágenes de pedículos de radiografías distintas, con calidades y contrastes diferentes (figura 2.3), a los que haremos referencia como caso 1, 2 y 3, respectivamente.

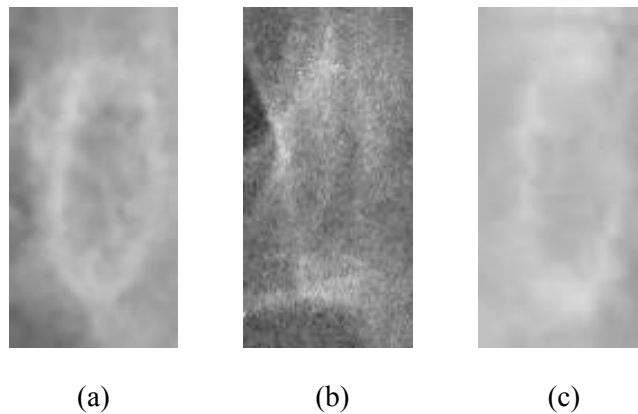
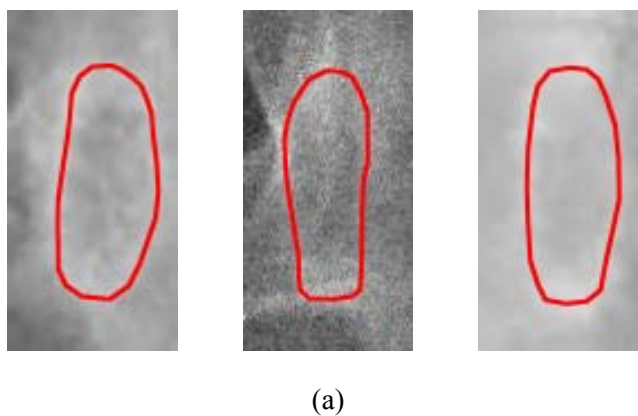


Figura 2.3 Imágenes de pedículos: (a) Caso 1; (b) Caso 2; (c) Caso 3;

A continuación se muestra el contorno marcado de forma manual en los tres casos (figura 2.4, a) así como las imágenes binarias correspondientes de las vistas frontales de los pedículos (figura 2.4, b).

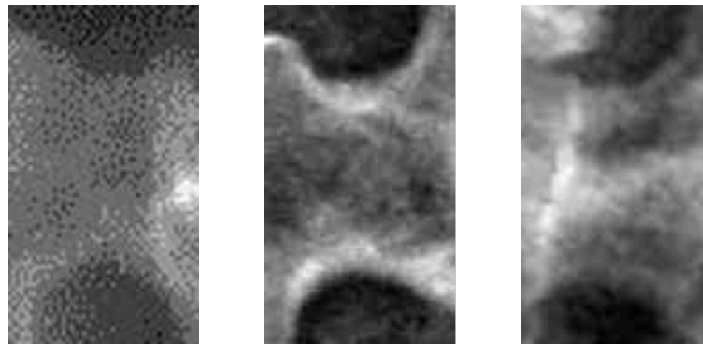




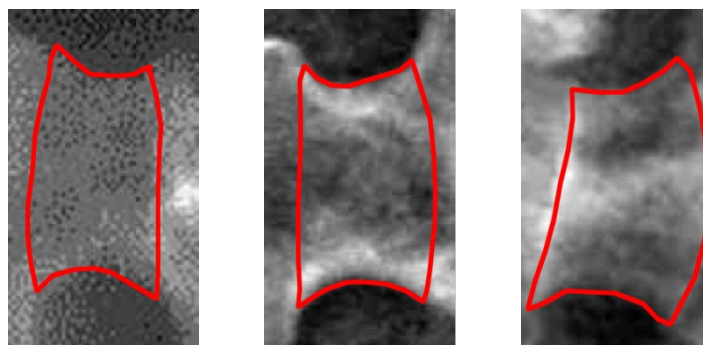
(b)

Figura 2.4 Segmentación manual de los tres casos, vista frontal: (a) Marcado del contorno; (b) Imágenes binarias;

Para la vista lateral también se ha realizado un marcado manual con el que poder comparar la segmentación automática. Así, de forma análoga a las vistas frontales, se tiene la figura 2.5.



(a)



(b)

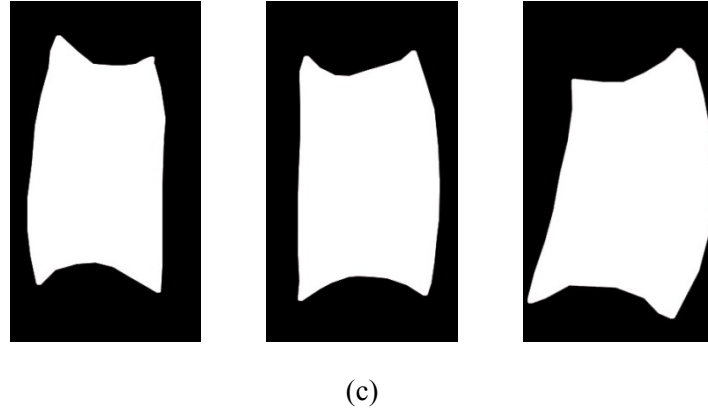


Figura 2.5 Segmentación manual de los tres casos, vista lateral: (a) Imágenes originales; (b) Marcado del contorno; (c) Imágenes binarias;

De cara a facilitar la segmentación y que se produzca de una forma más automática, a las imágenes se les hace un procesamiento para que tengan todas el mismo tamaño y el pedículo quede aproximadamente centrado en la imagen. Esto se consigue con el marcado manual del punto superior e inferior de cada pedículo (en el caso frontal) o con sus cuatro esquinas (en el caso lateral), de forma que se obtiene su desviación con la vertical, que es corregida para que tengan todos una orientación similar, y se recorta la imagen al tamaño del pedículo más una distancia porcentual. Por último, se redimensiona para que tengan todas un tamaño final igual.

- **Coefficiente de Sorensen-Dice**

Para comparar la similitud de dos muestras, utilizaremos el coeficiente de asociación de Sorensen-Dice [2]. Se basa en la utilización de variables dicotómicas que toman como posibles valores 1 ó 0, del tipo presencia-ausencia. Para 2 muestras dadas, A y B, el coeficiente representa el grado de unión de las dos muestras dividido por el tamaño medio de ambas, mediante la siguiente fórmula:

$$D(A, B) = \frac{2 |A \cap B|}{|A| + |B|}$$

Lo utilizamos para comparar una imagen segmentada de forma automática frente a la misma imagen segmentada manualmente. Un valor de 0 indica que no existe solapamiento entre ambas muestras, mientras que un valor de 1 indica solapamiento perfecto.

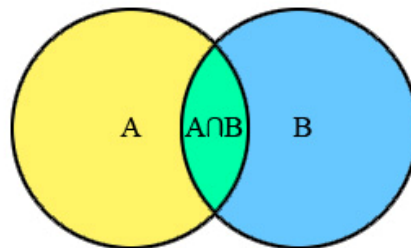


Figura 2.6 Representación de la unión de dos muestras A y B

Entre estos dos valores extremos, coeficientes más altos indicarán una mejor segmentación que coeficientes menores, asumiendo la segmentación manual como referencia.

Analizando la bibliografía existente en visión por computador se han probado y comparado tres algoritmos o tipos de solución para el problema de segmentación de pedículos, que son presentados a continuación.

2.3.1 Algoritmo Chan – Vese

➤ Descripción del modelo

El algoritmo planteado por Chan y Vese [3] asume que una imagen u_0 consta de dos regiones de intensidades aproximadamente constantes y de distintos valores u_0^i y u_0^o . Suponemos que el objeto a detectar está representado por la región con valor u_0^i . Así, tenemos $u_0 \approx u_0^i$ en el interior del objeto (dentro de C_0 , siendo C_0 el contorno del objeto), y $u_0 \approx u_0^o$ en el exterior.

Se definen las siguientes funciones:

$$F_1(C) = \int_{\text{interior}(C)} |u_0 - c_1|^2 dx dy \quad F_2(C) = \int_{\text{exterior}(C)} |u_0 - c_2|^2 dx dy$$

donde C es otra curva variable, y las constantes c_1 y c_2 , dependientes de C , son los valores promedios de la intensidad de u_0 dentro y fuera de C respectivamente.

Se plantean cuatro casos posibles que pueden generarse. En primer lugar, que la curva C se encuentre fuera del objeto como se muestra en la figura 2.7 (a), donde se tiene que $F_1(C) > 0$ y $F_2(C) \approx 0$. En segundo lugar, que la curva esté en el interior del objeto (figura 2.7, b), de modo que $F_2(C) > 0$ y $F_1(C) \approx 0$. Otro caso posible es que la curva esté tanto dentro como fuera del objeto (figura 2.7, c)), donde se cumple que $F_1(C) > 0$ y $F_2(C) > 0$. Por último, si la curva coincide con el contorno del objeto (es decir, $C = C_0$), entonces $F_1(C) \approx 0$ y $F_2(C) \approx 0$, como se muestra en la figura 2.7 (d).

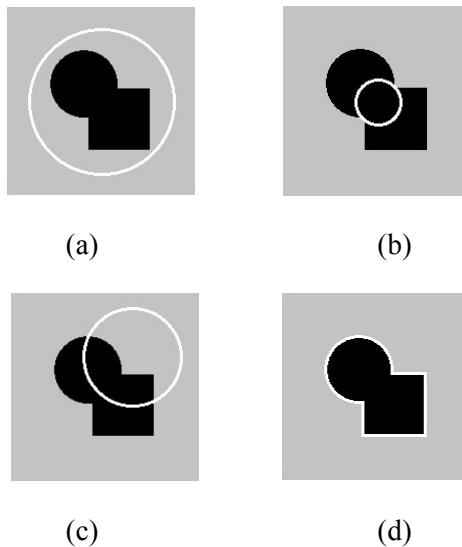


Figura 2.7 Posibles posiciones de una curva C respecto al contorno de un objeto

Como el objetivo es conseguir que la curva coincida con el contorno del objeto, para lograr la segmentación se busca minimizar $F_1(C) + F_2(C)$, es decir:

$$F_1(C) + F_2(C) \approx 0$$

➤ Proceso

Para llevar a cabo la segmentación de una imagen basada en el algoritmo de Chan-Vese, se ha utilizado una implementación propuesta por Shawn Lankton [4], donde es necesario introducir los parámetros de los que depende el modelo.

Dado el funcionamiento de este modelo, sólo se va a valorar para el caso de la vista frontal en las radiografías, pues como se ha comentado anteriormente, el contorno en la vista lateral no está completamente definido, haciendo que este algoritmo obtenga unos resultados poco satisfactorios.

Los parámetros que podemos controlar son el número de iteraciones del modelo, y dos parámetros que controlan el avance (α) y retroceso (r) de la curva. Estos van a mantenerse fijos y constantes para todas las muestras. Sin embargo, vamos a valorar cómo afecta la variación del parámetro α a la segmentación. Este parámetro representa un equilibrio entre la fidelidad del contorno y la regularidad de la curva, de modo que para mayores valores de α , la curva presentará menos irregularidades pero será menos fiel al contorno del pedículo o a las irregularidades que éste presente.

También nos servimos de una máscara a modo de preforma que sirva de curva de inicialización a partir de la cual se busca la solución en un número de iteraciones modificable. La preforma que se va a utilizar, debido a la forma ovalada de los pedículos en la vista frontal, es una elipse. Al haber homogeneizado en tamaño las muestras, podemos utilizar la misma máscara para la segmentación de todas ellas.

➤ Resultados

A continuación se muestran los resultados, para tres valores distintos de α , de la segmentación mediante el algoritmo propuesto por Chan y Vese, en los tres casos evaluados (figuras 2.8, 2.9 y 2.10).

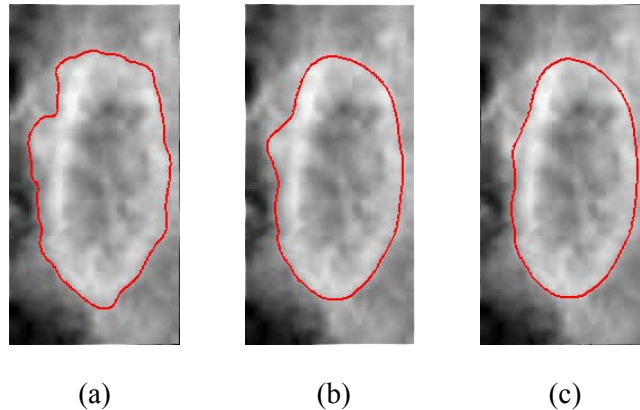


Figura 2.8 Segmentación mediante Chan-Vese del caso 1: (a) $\alpha = 0.3$; (b) $\alpha = 1$; (c) $\alpha = 1.5$;

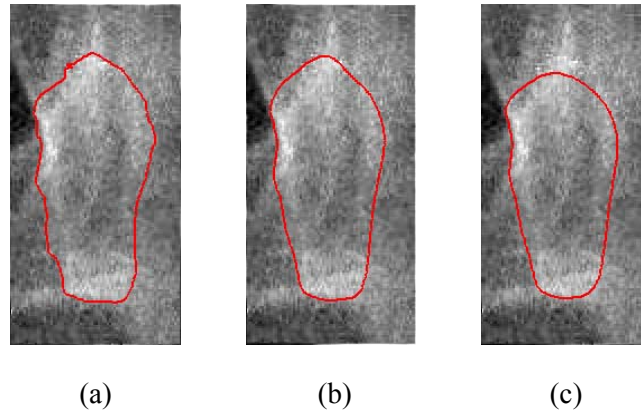


Figura 2.9 Segmentación mediante Chan-Vese del caso 2: (a) $\alpha = 0.3$; (b) $\alpha = 1$; (c) $\alpha = 1.5$;

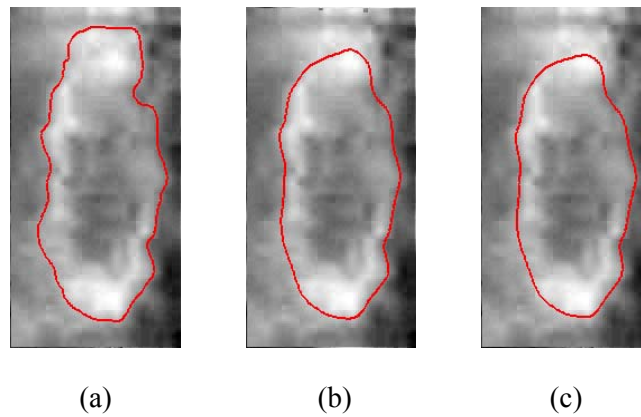


Figura 2.10 Segmentación mediante Chan-Vese del caso 3: (a) $\alpha = 0.3$; (b) $\alpha = 1$; (c) $\alpha = 1.5$;

Como se ha comentado anteriormente, para valores mayores de α , se restringe más la forma de la curva, de modo que queda una silueta más homogénea, aunque puede haber pérdida de información.

Si calculamos el coeficiente de Sorensen-Dice de las imágenes segmentadas anteriormente (tabla 2.1), y para algún valor más de α , no se observa una relación estricta entre el valor de α y la exactitud del resultado, aunque sí se observa en general un resultado más favorable para valores mayores de este parámetro (figura 2.11).

Coef. Sorensen - Dice						
	$\alpha = 0.1$	$\alpha = 0.3$	$\alpha = 0.7$	$\alpha = 1$	$\alpha = 1.2$	$\alpha = 1.5$
Caso 1	0,8708	0,8888	0,8708	0,9049	0,9065	0,9105
Caso 2	0,9075	0,9122	0,9075	0,9087	0,91	0,8889
Caso 3	0,8691	0,8752	0,8691	0,9231	0,925	0,9276

Tabla 2.1 Coeficientes de Sorensen – Dice en función de α

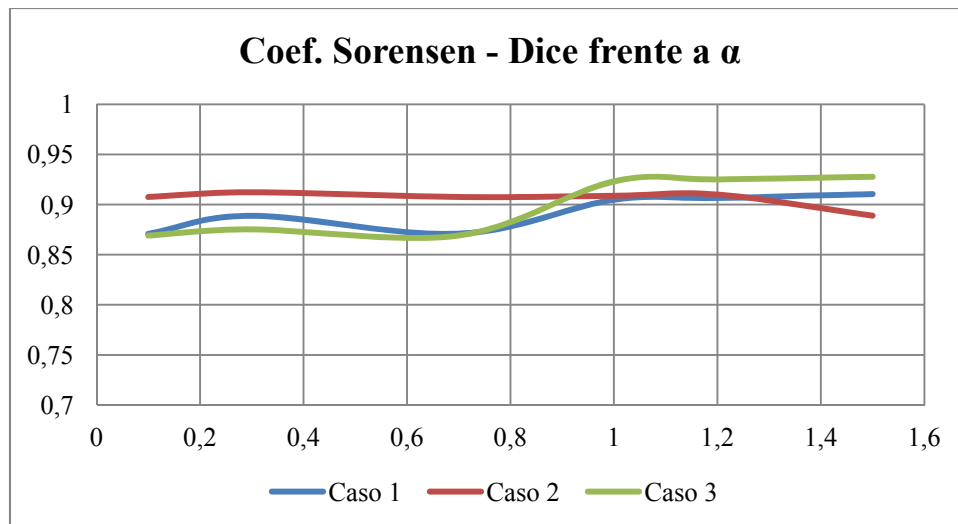


Figura 2.11 Gráfica de la variación del coef. de Sorensen – Dice frente a α

Desde el punto de vista de la observación de las imágenes segmentadas, y de una manera más subjetiva, se observa que la segmentación es más adecuada y más semejante a la forma conocida de los pedículos para valores mayores de α .

2.3.2 Active Shape Model (ASM)

➤ Descripción del modelo

El modelo de contornos activos ASM, presentado por Tim Cootes y Chris Taylor en 1995 [5], se basa en modelos estadísticos de contornos de objetos que, de forma iterativa, se deforman para ajustarse a un objeto en una nueva imagen. El modelo estadístico, conocido como Modelo de Distribución de Puntos o MDP, se genera a partir de un conjunto de entrenamiento formado por N imágenes segmentadas manualmente, donde se representan las formas como una secuencia de puntos conectados, denominados *landmarks*. Este modelo describe las variaciones entre las formas del conjunto de entrenamiento.

El primer paso consiste en alinear las formas mediante un proceso de traslación, rotación y escalado para que queden representadas en un mismo sistema de coordenadas. A continuación se utiliza el análisis de componentes principales o PCA [6] para establecer un patrón de variaciones permitidas entre las formas.

En el proceso iterativo, se le da al modelo una posición inicial estimada, y trata de buscar el mejor emparejamiento entre el modelo y los datos de la nueva imagen.

➤ Proceso

Se ha utilizado la implementación en Matlab de contornos activos de Dirk-Jan Kroon [7] que sigue el modelo de Cootes y Taylor descrito en el apartado anterior, desde la creación del Modelo de Distribución de Puntos en la fase de entrenamiento hasta la obtención final de los resultados.

Para el entrenamiento del ASM en la vista frontal se han utilizado 32 imágenes de pedículos, sobre las cuales se ha hecho un marcado manual en el que cabe distinguir dos tipos de puntos: los puntos principales o más significativos, considerados los puntos superior e inferior del pedículo, y los puntos de relleno, que sirven para delimitar las líneas de contorno, donde se han marcado 7 entre cada pareja de puntos principales (figura 2.12), el mismo número para todas las imágenes.

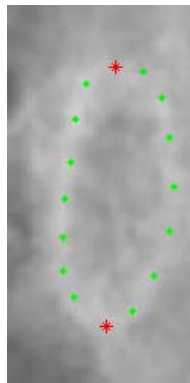


Figura 2.12 Marcado de puntos en el entrenamiento del ASM, vista frontal. En rojo, puntos principales. En verde, puntos de relleno.

El entrenamiento para la vista lateral se realiza de la misma manera, siendo los puntos principales las esquinas, y 4 puntos de relleno entre cada pareja de puntos principales (figura 2.13).

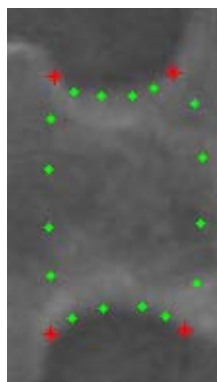


Figura 2.13 Marcado de puntos en el entrenamiento del ASM, vista lateral. En rojo, puntos principales. En verde, puntos de relleno.

Con los datos de entrenamiento se genera el modelo estadístico. En la fase de detección, el primer paso es realizar un marcado de dos puntos para la vista frontal (el superior e inferior),

y de cuatro para la lateral (esquinas), sobre la imagen que contenga el pedículo del cual deseamos extraer su forma. A partir de ahí, la imagen se recorta, orienta y redimensiona de forma automática para estandarizarse como las imágenes de entrenamiento, y se procede al proceso iterativo de búsqueda de la forma final.

➤ Resultados

A continuación se muestran los resultados de la segmentación para las vistas frontales mediante ASM de los 3 casos propuestos (figuras 2.14, 2.15 y 2.16), así como los coeficientes de Sorensen – Dice correspondientes (tabla 2.2).

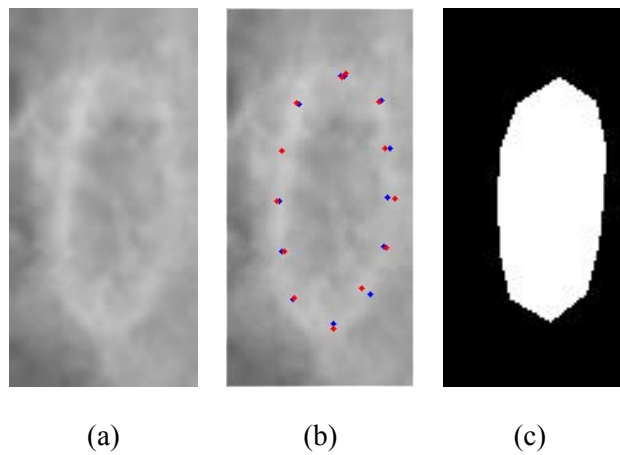


Figura 2.14 ASM del caso 1 frontal: (a) Imagen original; (b) Contorno marcado; (c) Imagen segmentada;

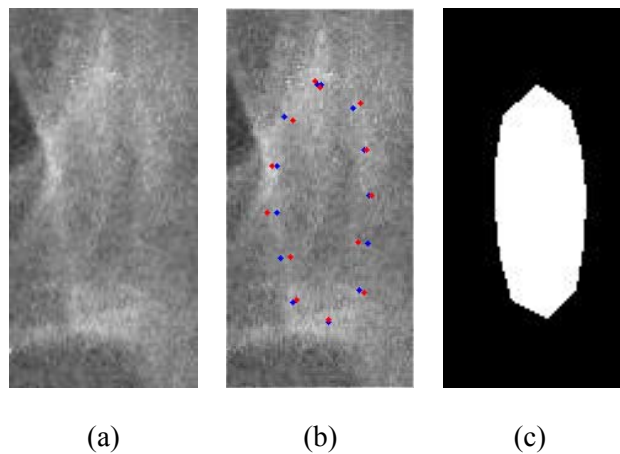


Figura 2.15 ASM del caso 2 frontal: (a) Imagen original; (b) Contorno marcado; (c) Imagen segmentada;

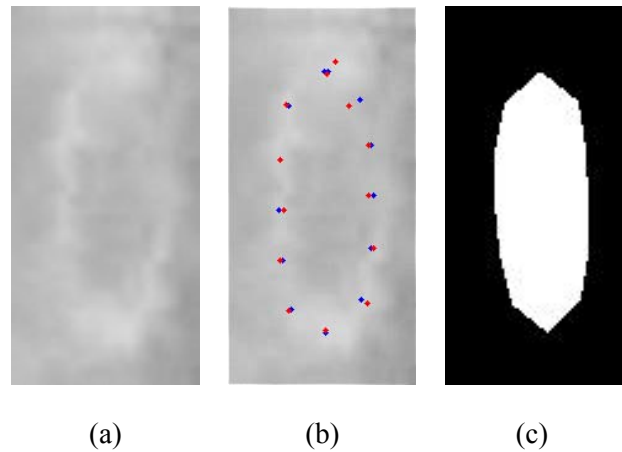


Figura 2.16 ASM del caso 3 frontal: (a) Imagen original; (b) Contorno marcado; (c) Imagen segmentada;

Coef. Sorensen-Dice	
Caso 1	0,8365
Caso 2	0,8026
Caso 3	0,8214

Tabla 2.2 Coeficientes de Sorensen – Dice para los resultados con ASM

Se observa que los resultados también son favorables, tanto visualmente como observando el valor de los coeficientes obtenidos.

Del mismo modo se obtienen los resultados para las vistas laterales en los tres casos planteados (figuras 2.17, 2.18 y 2.19).

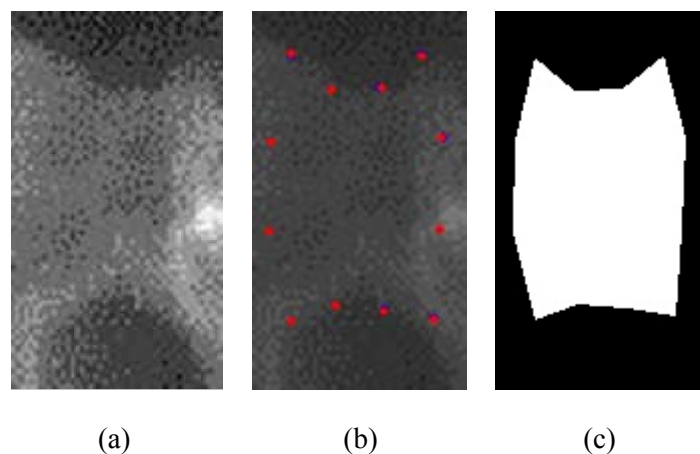


Figura 2.17 ASM del caso 1 lateral: (a) Imagen original; (b) Contorno marcado; (c) Imagen segmentada;

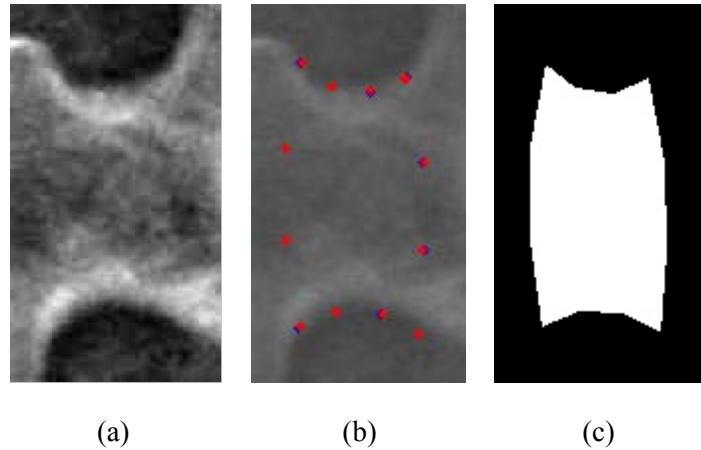


Figura 2.18 ASM del caso 2 lateral: (a) Imagen original; (b) Contorno marcado; (c) Imagen segmentada;

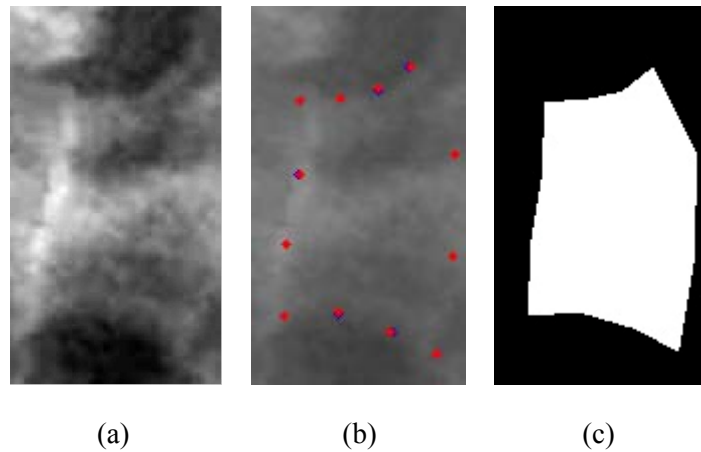


Figura 2.19 ASM del caso 3 lateral: (a) Imagen original; (b) Contorno marcado; (c) Imagen segmentada;

Para el caso lateral, aunque el contorno no esté por lo general bien definido, el modelo ASM consigue obtener unos resultados adecuados.

2.3.3 Crecimiento de región

➤ Descripción del modelo

Los métodos basados en el crecimiento de una región [8] se basan en la idea de que los píxeles vecinos de una misma región tienen un valor similar de una o varias características, como pueden ser el nivel de gris, el color o la textura. El procedimiento general consiste en comparar un píxel con los de su alrededor. Si se cumple un criterio de homogeneidad, se concluye que ese píxel pertenece a la misma región que el comparado. Así, las regiones van creciendo mediante agregación de píxeles similares. El crecimiento de una región termina cuando no hay más píxeles que satisfagan las condiciones de agregación.

La elección del criterio de homogeneidad es un factor crítico en la calidad de los resultados a obtener.

En este caso el método a utilizar es el de crecimiento de región a partir de una semilla (también conocido como *Seed Region Growing* o SRG), que consiste en un píxel o un pequeño conjunto de píxeles (determinados por el usuario) que sirven como punto de partida para el crecimiento de la región (figura 2.20). De este modo, el número final de regiones será como máximo el número de semillas seleccionadas por el usuario (podría ser menor si se unieran dos regiones para formar una sola).

Al igual que ocurría con el algoritmo de Chan-Vese, con este método no se van a obtener unos resultados aceptables en el caso de la vista lateral, así que se van a valorar sólo los casos de las vistas frontales de los pedículos.

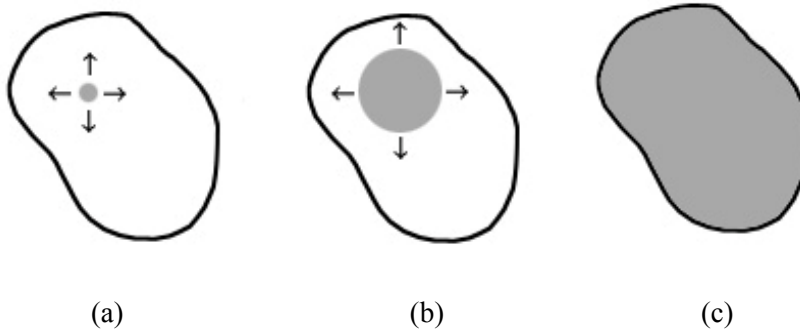


Figura 2.20 Evolución del crecimiento de una región: (a) Semilla inicial; (b) Región tras varias iteraciones; (c) Región final;

El método comienza con la selección de n semillas. Cada una de éstas forma un conjunto A_i que constituye parte de una región considerada como relevante. A partir de ahí comienza la evolución de las regiones iniciales.

Definimos la medida de homogeneidad $\delta(x)$ entre un píxel x y su región colindante como

$$\delta(x) = |g(x) - \overline{g(y)}| \quad y \in A_i$$

siendo $g(x)$ el valor de la característica seleccionada en el punto x en la imagen y $g(y)$ la media de valores de dicha característica dentro del conjunto A_i .

Con esta medida se establece un criterio para dictaminar si un píxel pertenece o no a la región correspondiente.

➤ Proceso

En la implementación utilizada [9], la característica utilizada para determinar si se agrega un píxel a la región es el nivel de gris de dicho píxel frente a la media de nivel de gris de la región a la que se pretende agregar, debido a la característica de los pedículos en su vista frontal del contraste entre su contorno y su interior. Debe establecerse un nivel de tolerancia para que, una vez hallado el nivel de gris del píxel a evaluar, se establezca el criterio de incluirlo o no en la región.

Como se ha comentado, la interacción por parte del usuario comienza y termina en la selección de la semilla inicial, que en este caso, será una por pedículo.

➤ Resultados

A continuación se muestran los resultados de la segmentación mediante crecimiento de región de los 3 casos propuestos (figuras 2.21, 2.22 y 2.23).

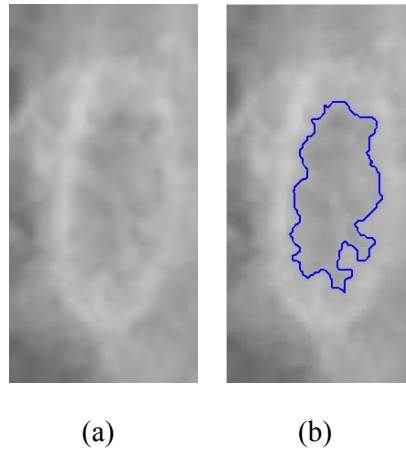


Figura 2.21 Crecimiento de región del caso 1: (a) Imagen original; (b) Solución obtenida;

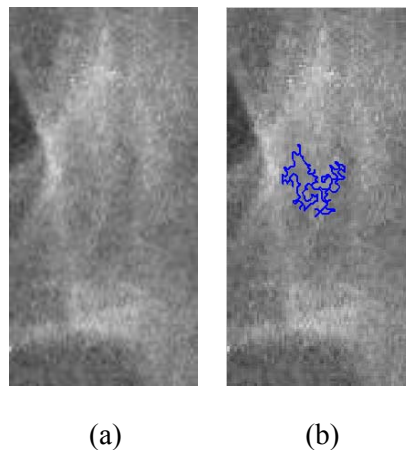


Figura 2.22 Crecimiento de región del caso 2: (a) Imagen original; (b) Solución obtenida;

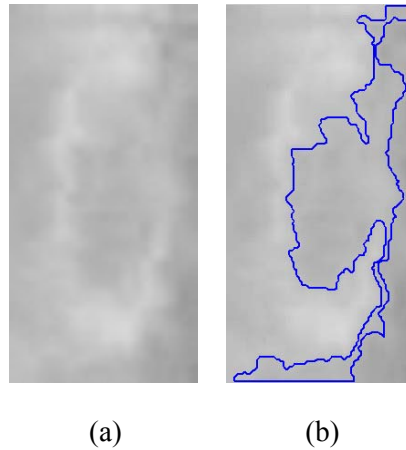


Figura 2.23 Crecimiento de región del caso 3: (a) Imagen original; (b) Solución obtenida;

A diferencia de los otros dos algoritmos probados, se observa que el método de crecimiento de región para segmentar pedículos presenta problemas. En primer lugar, los niveles de gris pueden variar mucho entre radiografías diferentes, de modo que habría que ajustar el nivel de tolerancia para cada una de forma experimental.

En segundo lugar, en las radiografías que presentan mucho ruido, como puede ser la del caso 2 (figura 2.22), existe mayor variabilidad de nivel de gris entre píxeles muy cercanos, de modo que si el nivel de tolerancia es alto la región termina de crecer muy rápidamente, y si el nivel de tolerancia es bajo continúa creciendo ignorando y traspasando el contorno del pedículo.

Por último, si el contorno no está bien definido, y presenta discontinuidades o zonas donde no está bien caracterizado, como en el caso 3 (figura 2.23), la región tiende a expandirse por esa zona, obteniendo un resultado erróneo. Es común que esto suceda en las radiografías, o que, por ejemplo, un pedículo se encuentre parcialmente tapado por un tornillo.

Además de esto, con este método pueden quedar zonas huecas dentro del pedículo segmentado si la región no evoluciona correctamente.

2.4 Comparación y elección de algoritmo

Existen diferentes aspectos a tener en cuenta en la elección del algoritmo más apropiado para realizar la segmentación de los pedículos en la vista frontal. Se van a considerar los más importantes la calidad de los resultados obtenidos así como la repetibilidad del método, es decir, que se obtengan los resultados adecuados en el mayor porcentaje posible de un conjunto muestras segmentadas.

En cuanto a la calidad de los resultados, se descarta la utilización de segmentación mediante crecimiento de región. Este método tiene mucha variabilidad de resultados tanto entre muestras diferentes como en una misma muestra en función de la semilla seleccionada (figura 2.20).

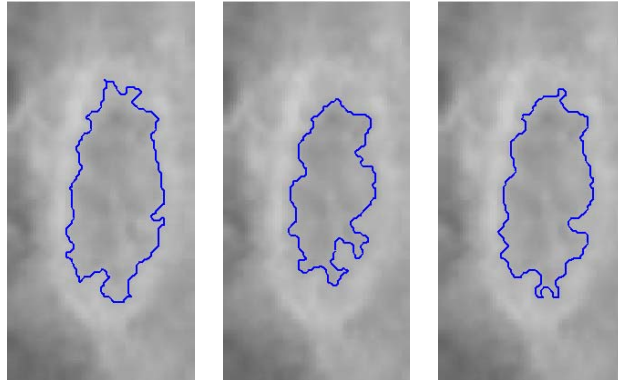


Figura 2.24 Resultados del método de crecimiento de semilla para tres semillas diferentes

Si lo comparamos con resultados del método ASM también para tres marcados diferentes (figura 2.21), se observa que este segundo es mucho más estable en su ejecución.

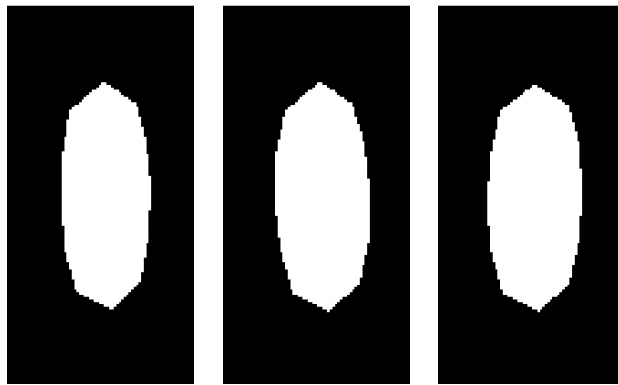


Figura 2.25 Resultados del método de ASM para tres marcados diferentes

Por último podemos repetir el mismo proceso para el algoritmo de Chan-Vese (figura 2.22) observando que, aunque es notablemente mejor que el de crecimiento de región, no tiene tanta repetibilidad como el modelo de forma activa (ASM).

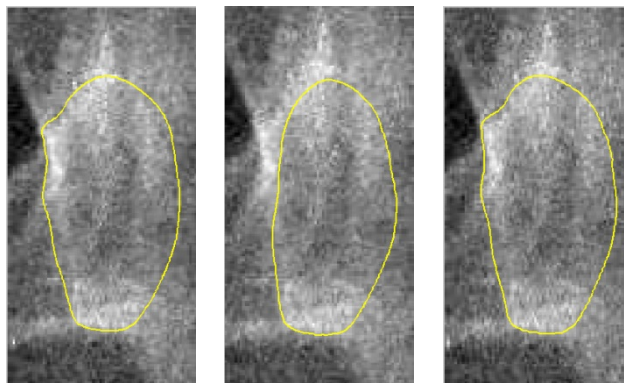


Figura 2.26 Resultados del método de Chan-Vese para tres marcados diferentes

Además de esto, el modelo de ASM es el que menos depende del marcado por parte del usuario. Esto se debe a que tanto el crecimiento de región como el modelo de Chan-Vese se limitan a seguir contornos o regiones en función de unos parámetros, pero el ASM tiene la restricción del entrenamiento previo, que hace que las formas obtenidas sean siempre adecuadas a pesar de que el marcado no sea muy preciso.

A pesar de que el modelo de formas activas tenga una forma final menos afinada, la confianza sobre los resultados que genera el modelo estadístico que lo respalda, además de que no sea necesaria la elección de ningún parámetro para su ejecución, hace que sea el escogido como más adecuado para segmentar pedículos de forma semiautomática.

Para la vista lateral, como se ha comentado, el único método de los tres propuestos con el que puede realizarse una segmentación semiautomática es el de ASM.

Capítulo 3

Modelado de pedículos

El modelado 3D de los pedículos se va a realizar a través de una interfaz gráfica con Matlab, que en conjunto con el modelado de las vértebras y la instrumentación, y con soporte del programa PhotoModeler, formará una reconstrucción básica de la columna vertebral de un paciente intervenido con tornillos pediculares.

3.1 Hipótesis de trabajo

El procedimiento habitual cuando se toman dos vistas radiográficas de un paciente, una en el plano frontal y otra en el plano sagital (figura 3.1), es que el paciente cambie de posición entre una y otra para colocarse con la orientación deseada.

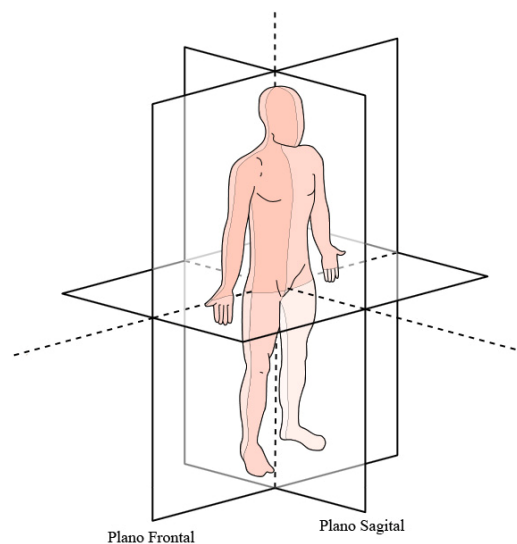


Figura 3.1 Planos frontal y sagital sobre un paciente

Cabe esperar que la posición del paciente entre ambas radiografías no sea exactamente la misma, de modo que la posición relativa entre vértebras tampoco sería idéntica. Sin embargo, para poder llevar a cabo la reconstrucción es necesario asumir que ésta no varía, admitiendo que se comete un cierto error.

La utilización de dos vistas es condición necesaria y suficiente para el cálculo del modelo en tres dimensiones, de modo que todos aquellos elementos que puedan identificarse correctamente en ambas vistas podrán ser reconstruidos en el modelo 3D.

Dada la rigidez de la instrumentación frente a la posibilidad de movimiento entre los cuerpos vertebrales, la orientación de las cámaras se llevará a cabo realizando una reconstrucción fotogramétrica de los tornillos y barras del paciente.

Debido a la geometría de los elementos a reconstruir, las barras y tornillos de la instrumentación (figura 3.2) serán modelados mediante rectas, mientras que los cuerpos vertebrales y los pedículos serán modelados a partir de sus siluetas, por sus formas más complejas.



Figura 3.2 Instrumentación

Por último, para el cálculo de los puntos en el espacio 3D es necesario el valor de la distancia entre la fuente que genera el haz de rayos X y el plano sobre el que se toma la radiografía, es decir, la distancia focal. Este dato puede encontrarse integrado en los datos que se encuentran en el formato estándar de radiografías digitalizadas (DICOM) y su valor, por lo general, suele ser en torno a 1 metro.

3.2 Etapas

3.2.1 Etapas previas

La interfaz gráfica desarrollada (detallada en el Anexo I) consta de la identificación y modelado de la instrumentación y de los cuerpos vertebrales, además de los pedículos.

Tras cargar las imágenes de las radiografías (una frontal y una lateral), la primera etapa es la binarización de las imágenes con el objetivo de identificar la instrumentación. Esta binarización se realiza de forma automática, a partir de la cual es necesaria cierta interacción con el usuario para terminar de determinar la geometría de las diferentes partes de la instrumentación.

La última fase antes de la etapa de los pedículos, es la del marcado de las vértebras para la extracción automática de sus contornos y su posterior emparejamiento entre las vistas lateral y frontal.

3.2.2 Identificación de pedículos

Para la identificación del contorno de los pedículos, el primer paso es hacer el marcado de los puntos superior e inferior en la vista frontal, y de las cuatro esquinas en la vista lateral, del mismo modo que se muestra en la figura 3.3.

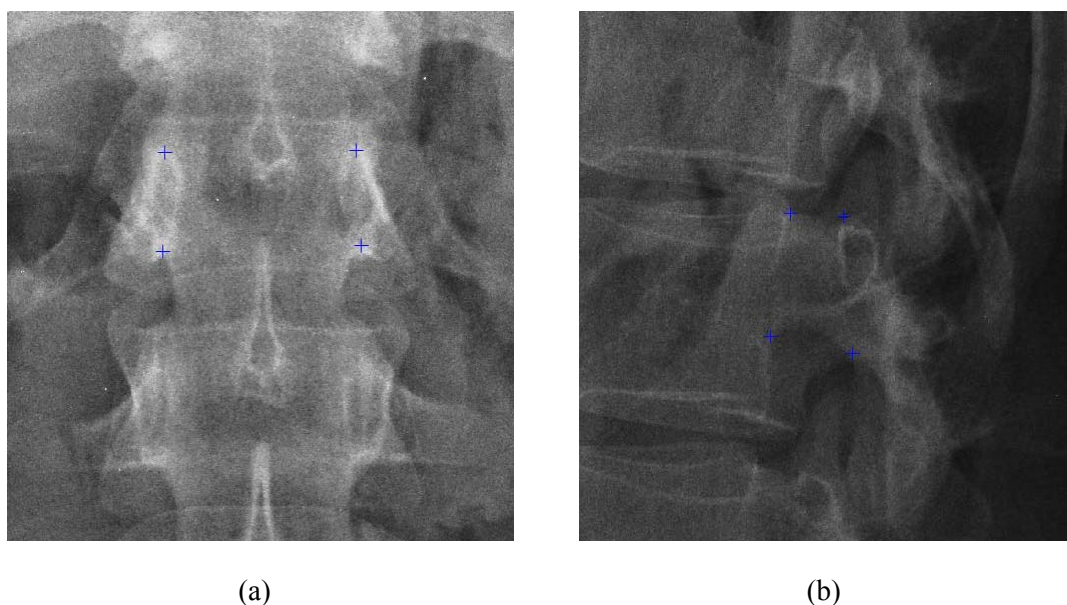


Figura 3.3 Marcado de los pedículos: (a) Vista frontal (b) Vista lateral;

Estos puntos clave han de seleccionarse en un orden concreto, comenzando por el punto superior en el caso frontal, y por la esquina superior derecha en el lateral, tomando los otros tres puntos en sentido contrario a las agujas del reloj.

El objetivo es que, para la extracción de contornos mediante ASM (algoritmo escogido para la segmentación de los pedículos), todos los pedículos tengan el mismo tamaño y orientación, y que además éste coincida con los del entrenamiento del método. Así, partiendo de los puntos marcados, se calcula el giro sobre la vertical de cada uno de los pedículos y se

recortan al tamaño de cada pedículo más una distancia porcentual dependiente del ángulo con la vertical de cada uno. Una vez recortadas, se redimensionan para que tengan todas las imágenes el mismo tamaño.

A continuación, comienza el proceso de extracción de contornos mediante ASM. Este proceso es automático, obteniendo la forma de cada pedículo en una imagen binaria. Esta información se redimensiona y se traslada de nuevo a su posición original sobre la radiografía completa.

El fin de esta etapa da lugar a la fase de correspondencia de elementos.

3.2.3 Emparejamiento de pedículos

En esta fase el usuario determina qué pedículo en la vista frontal corresponde con qué pedículo en la vista lateral (figura 3.4).



Figura 3.4 Interfaz gráfica, etapa de correspondencia de pedículos

Cuando el usuario selecciona cada pareja de pedículos, la información se guarda en un archivo de texto que almacena las siluetas de cada pedículo, etiquetándolas convenientemente [10] para que puedan ser leídas por PhotoModeler en la etapa final.

El establecimiento de estas correspondencias hace posible trasladar los puntos marcados en las radiografías al espacio tridimensional, junto con el resto de elementos.

3.2.4 Posicionamiento y orientación del conjunto

Para la obtención del modelo en 3D es necesario orientar y posicionar las cámaras, en este caso las dos posiciones relativas de la misma cámara respecto al paciente. Como se ha comentado anteriormente, para esta orientación se utilizan los puntos clave de la instrumentación, y la distancia focal que se ha utilizado para tomar las radiografías.

Para el caso que se está analizando, los parámetros de las radiografías necesarios, obtenidos de los archivos en formato DICOM, son los siguientes:

- Distancia focal: 1100 mm
- Tamaño de píxel vertical: 0.169 mm/píxel
- Tamaño de píxel horizontal: 0.169 mm/píxel
- Tamaño de imagen vertical: 2500 píxeles
- Tamaño de imagen horizontal: 1024 píxeles

A partir de estos datos, se calcula el tamaño en milímetros de la imagen multiplicando, tanto en la distancia vertical como horizontal, el tamaño de píxel por el tamaño de la imagen en píxeles. Por último se calcula el centro de la imagen con la mitad de los tamaños vertical y horizontal de la misma.

Todos estos parámetros son los que se almacenan en una matriz creada a partir de una tabla como la de la figura 3.5, para ser enviados a PhotoModeler.

Datos cámaras		
	Cámara frontal	Cámara vertical
Distancia focal (mm)	1100	1100
Tamaño de píxel en vertical (mm)	0.1690	0.1690
Tamaño de píxel en horizontal (mm)	0.1690	0.1690
Tamaño de la imagen en vertical (mm)	422.5000	422.5000
Tamaño de la imagen en horizontal (mm)	173.0560	173.0560
Centro de la imagen en vertical (mm)	211.2500	211.2500
Centro de la imagen en horizontal (mm)	86.5280	86.5280

Figura 3.5 Cámaras orientadas

Una vez orientadas las cámaras (figura 3.6), los pedículos en 3D se obtienen mediante la intersección de las proyecciones de las siluetas definidas en las etapas anteriores.

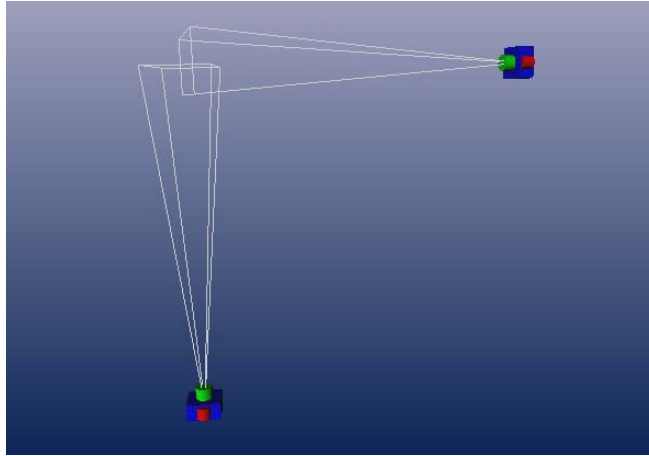


Figura 3.6 Cámaras orientadas

Finalizadas todas las etapas a través de la interfaz, la comunicación con PhotoModeler se hace mediante comunicación DDE (Dynamic Data Exchange). Se deben realizar las acciones en un orden concreto [11], a saber:

1. Apertura de Photomodeler
2. Apertura del canal de comunicación DDE utilizando el comando “*DDE Initiate*” con el servidor de nombre “*PhotoModeler*” y el tema “*Data*”.
3. Envío de comandos DDE desde Matlab a PhotoModeler mediante “*DDE Request*”, seguidos por los parámetros que correspondan para cada comando.
 - a. *NewProject*: comienzo de un proyecto nuevo
 - b. *AddCamera*: adición de los parámetros de las cámaras
 - c. *AddPhoto*: carga de las imágenes frontal y lateral
 - d. *MP*: envío de los puntos de la instrumentación
 - e. *AddLine*: trazo de las rectas entre los puntos de la instrumentación
 - f. *ImportSilhouettes*: carga de los archivos de siluetas de vértebras y pedículos
 - g. *Process*: procesamiento de los datos para obtener el modelo
 - h. *Show3dViewer*: visualización del resultado en 3D
 - i. *SaveProject*: guardado del proyecto
4. Cierre del canal de comunicación

De esta manera finaliza el proceso de obtención del modelo 3D desde Matlab, teniéndose los resultados trasladados a PhotoModeler para realizar, si se desea, toma de datos o postprocesamiento.

Capítulo 4

Resultados

4.1 Resultados a través de la interfaz

En este apartado se muestran los resultados de las distintas etapas que ofrece la interfaz gráfica (Anexo I), y a continuación los resultados en bruto que se obtienen al enlazar con PhotoModeler.

El caso del cual se va a obtener el modelo 3D (figura 4.1), consta de 6 tornillos pediculares, todos ellos visibles y diferenciables en ambas vistas. De los cuerpos vertebrales que se observan en las radiografías, sólo cuatro de ellos se identifican de forma completa en ambas vistas, así que esos serán aquellos a reconstruir. Del mismo modo, solo seis de los pedículos vertebrales podrán aparecer en el modelo tridimensional.

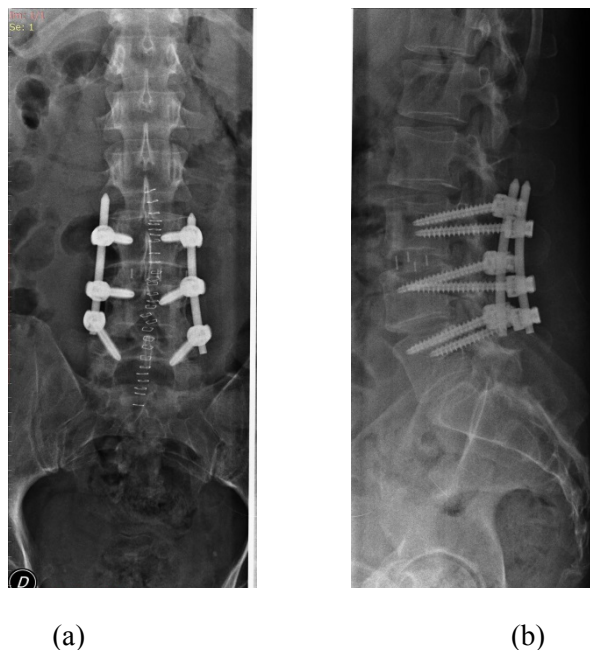


Figura 4.1 Caso a resolver: (a) Imagen frontal (b) Imagen lateral;

Los resultados de la identificación de instrumentación, cuerpos vertebrales y pedículos se muestran de forma consecutiva en las figuras 4.2, 4.3 y 4.4, respectivamente.

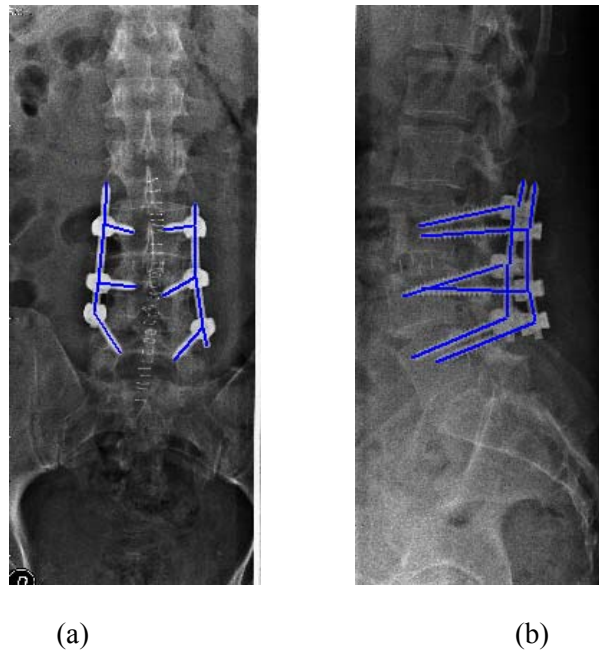


Figura 4.2 Resultados identificación instrumentación: (a) Imagen frontal (b) Imagen lateral;

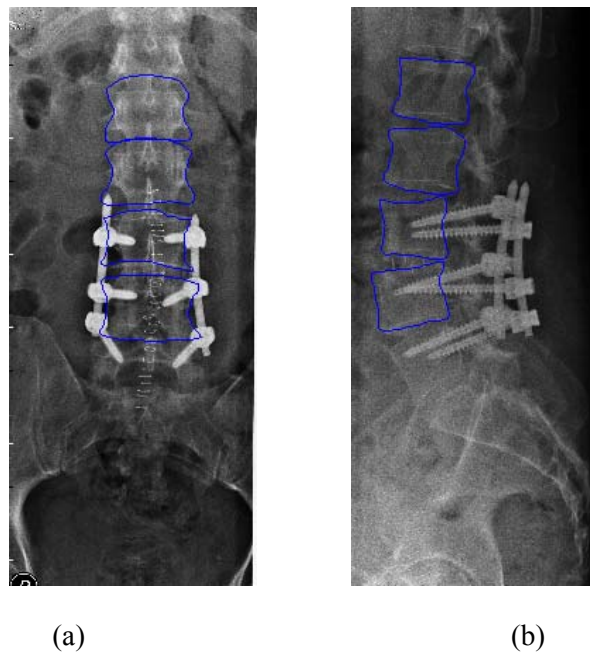


Figura 4.3 Resultados identificación cuerpos vertebrales: (a) Imagen frontal (b) Imagen lateral;

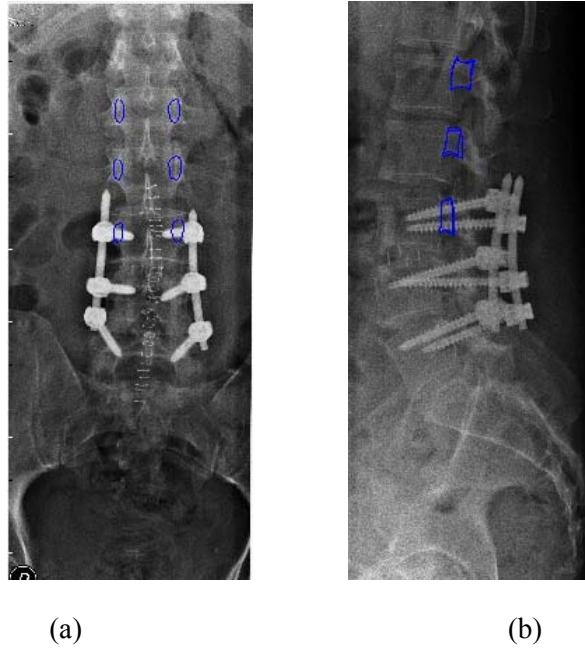


Figura 4.4 Resultados identificación pedículos: (a) Imagen frontal (b) Imagen lateral;

En la figura 4.5 se presenta el resultado tridimensional, generado a través de PhotoModeler a partir de los datos obtenidos gracias a la interfaz gráfica.

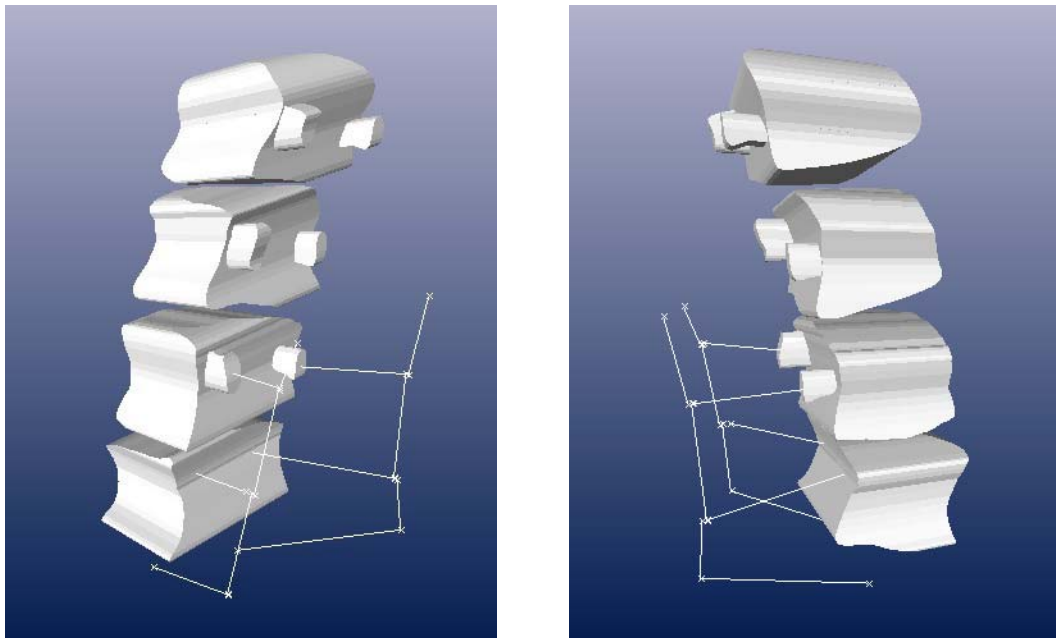


Figura 4.5 Modelo generado de forma automática

Una vez obtenido el conjunto, la instrumentación se modela como elementos cilíndricos, de los diámetros correspondientes a los tornillos y barras, como se observa en la figura 4.6.

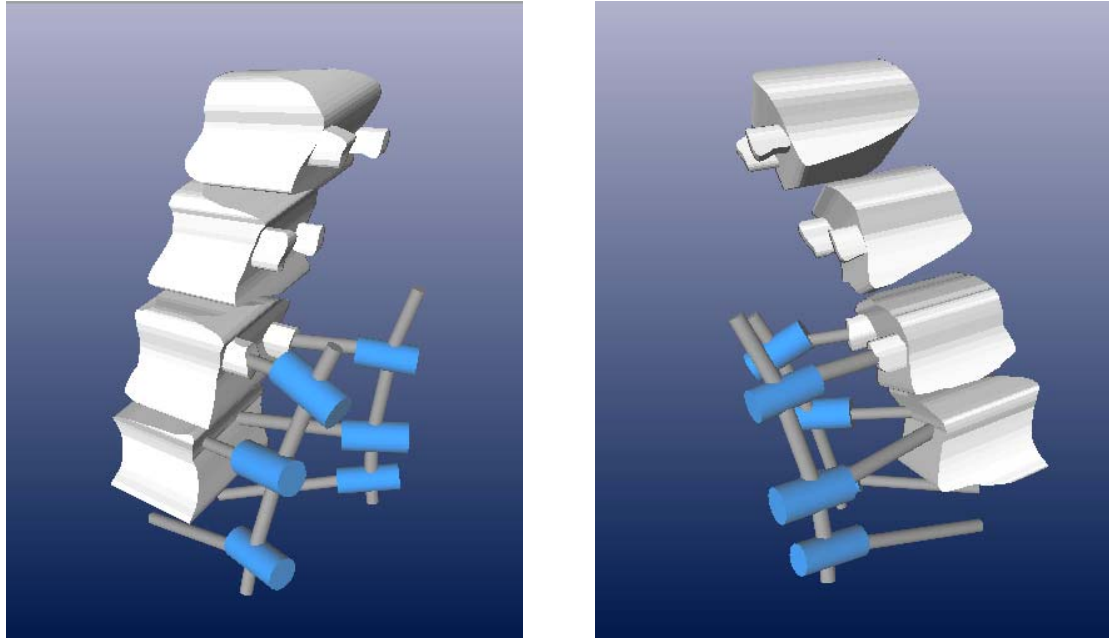


Figura 4.6 Modelo con instrumentación cilíndrica

Por último, la geometría de los cuerpos vertebrales es corregida como se detalla en el Anexo II, obteniendo el resultado que se muestra en la figura 4.7.

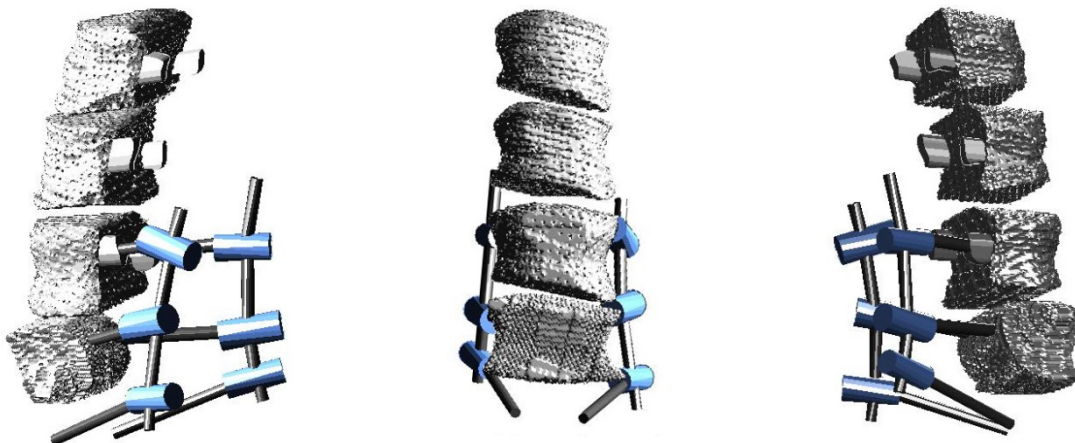


Figura 4.7 Modelo tras redefinición de la geometría

Para observar mejor cómo se encuentran los tornillos introducidos en las vértebras, en la figura 4.8 se presenta el mismo resultado con los cuerpos vertebrales en un grado de opacidad menor.



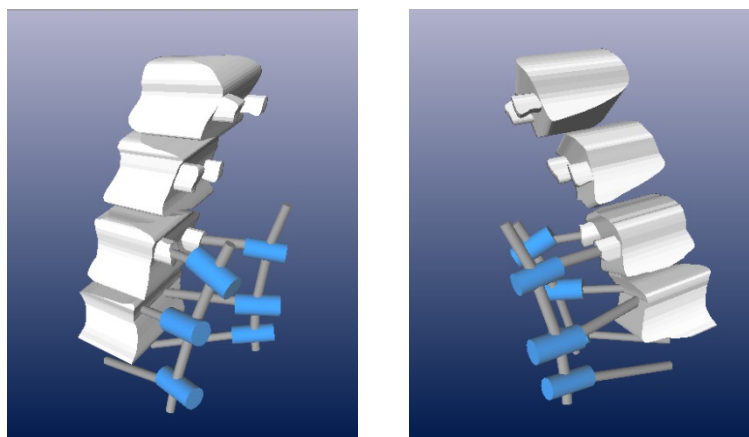
Figura 4.8 Modelo tras la redefinición de la geometría, menor opacidad

4.2 Análisis de resultados

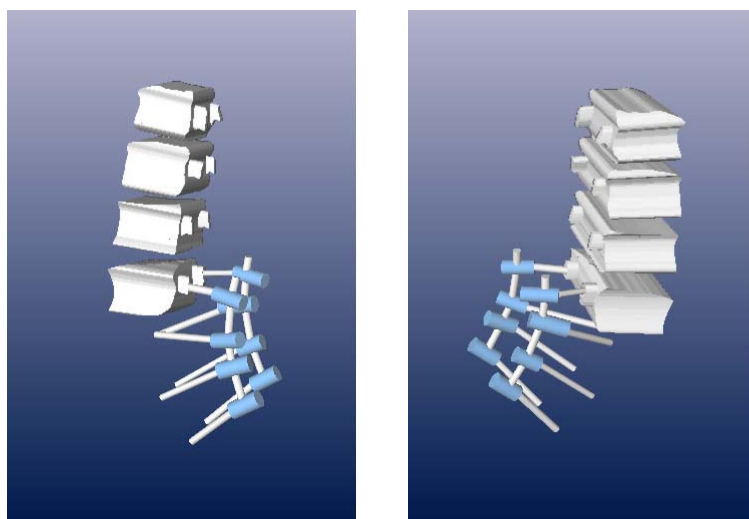
En un primer análisis visual, se puede observar que el modelo tridimensional obtenido, aunque sencillo, cumple con las expectativas. Comparando los resultados con las imágenes 2D de las radiografías se ve que la orientación de los tornillos es la esperada, y que sus longitudes también parecen encontrarse en un rango correcto.

A pesar de que la geometría de los cuerpos vertebrales y de los pedículos es algo tosca, debido a que el modelado 3D a partir de sólo dos vistas implica una gran pérdida de información, la importancia del modelo no reside tanto en la precisión de las formas como en la posición relativa entre los elementos que componen el conjunto.

Para hacer un análisis más cuantitativo de estos resultados, se procede a tomar medidas de las longitudes de los tornillos pediculares de dos casos diferentes, A y B (figura 4.9).



(a)



(b)

Figura 4.9 Modelos 3D (a) Caso A; (b) Caso B;

Una vez tomadas las medidas de esta instrumentación, el análisis ideal sería comparar estas longitudes con las longitudes reales de los tornillos utilizados en la intervención quirúrgica. Como se carece de esta información, pero se sabe que estos tornillos tienen unas longitudes estandarizadas, se va a proceder a estimar la longitud real del tornillo mediante aproximación a la medida estándar más cercana, para después calcular el error cometido en la reconstrucción tridimensional. Por lo general, aunque dependiendo del fabricante, las longitudes estándar distan 5 mm entre sí.

Siguiendo los criterios comentados, los resultados que se obtienen son los reflejados en las tablas 4.1 y 4.2.

Tornillos caso A		
Longitud modelo 3D (mm)	Medida estándar asumida (mm)	Error (%)
43,822	45	2,618
50,001	50	0,002
45,014	45	0,031
50,932	50	1,864
50,31	50	0,620
48,746	50	2,508

Tabla 4.1 Análisis de errores en las longitudes para el caso A

Tornillos caso B		
Longitud (mm)	Medida estándar asumida (mm)	Error (%)
55,345	55	0,627
55,820	55	1,491
48,993	50	2,014
45,353	45	0,784
69,902	70	0,140
58,611	60	2,315
49,001	50	1,998
44,378	45	1,382

Tabla 4.2 Análisis de errores en las longitudes para el caso B

Bajo las hipótesis con las que se ha hecho este análisis, se observa que los porcentajes de error son inferiores al 3%, aunque es un error bastante variable, lo cual puede deberse a que la segmentación automática de la instrumentación tiene gran dependencia de cuán bien definidos estén los tornillos en las radiografías.

4.3 Valoración de la adición de una radiografía extra

El protocolo médico general a seguir cuando se toman radiografías de la espalda de un paciente, como se ha comentado anteriormente, es realizar las vistas frontal y lateral del mismo. Este par de radiografías suele ser suficiente para el diagnóstico por parte del especialista, y para este caso permite realizar el modelo tridimensional que se desea obtener. Sin embargo, se quiere evaluar cualitativamente qué aspectos positivos o negativos aportaría el poseer una tercera radiografía en un plano bisector de los habituales (figura 4.10), u otro intermedio.

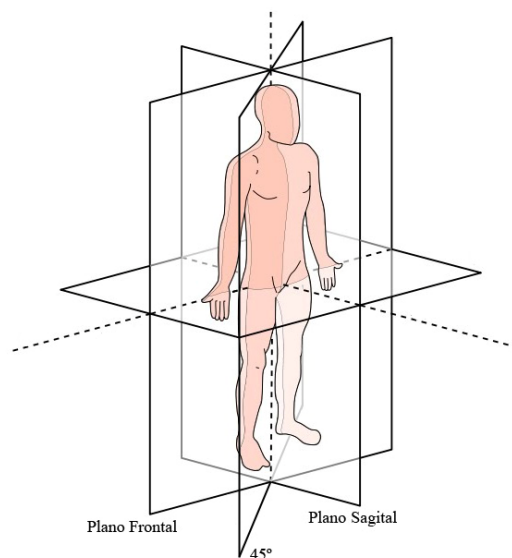


Figura 4.10 Planos frontal, sagital y bisector sobre un paciente

Se posee un conjunto de tres radiografías de un paciente (figura 4.11), sobre las cuales se ha realizado, de forma manual, un marcado de los elementos a reconstruir en PhotoModeler, obteniendo los resultados que se observan en las figura 4.12 y 4.13 (para dos y tres radiografías, respectivamente).

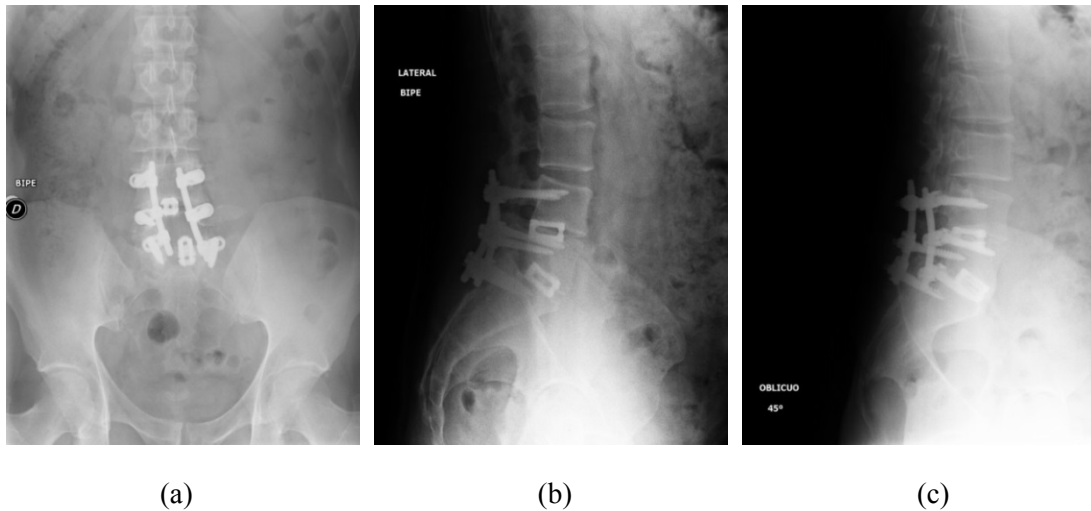


Figura 4.11 Radiografías paciente (a) Frontal; (b) Lateral; (c) Vista intermedia;

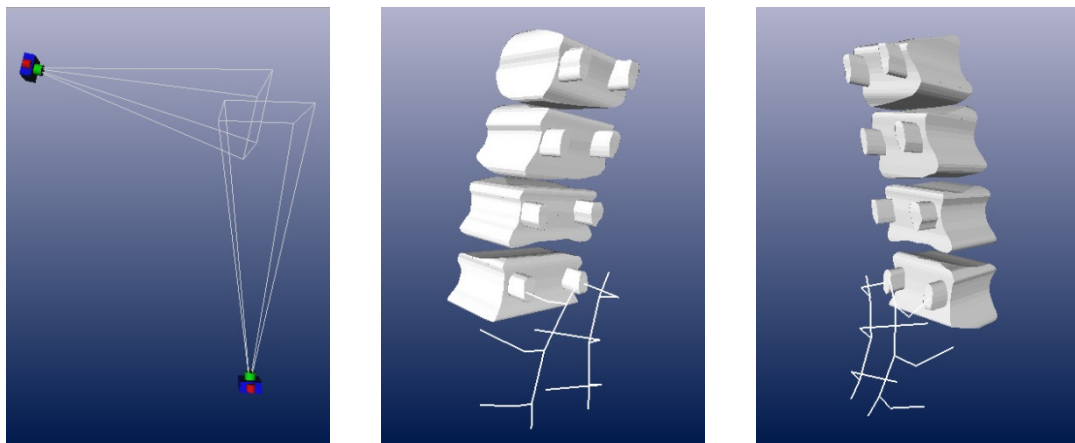


Figura 4.12 Modelado 3D a partir de 2 radiografías

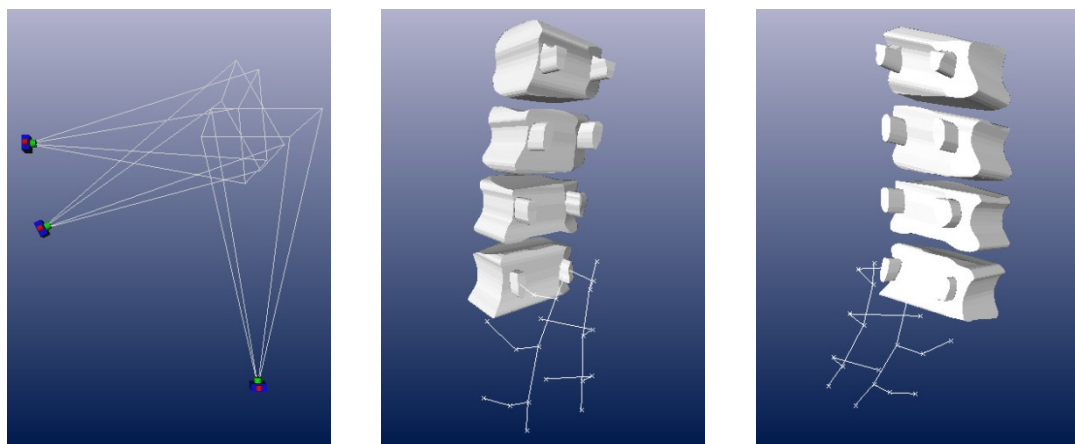


Figura 4.13 Modelado 3D a partir de 3 radiografías

La principal ventaja de la utilización de sólo dos radiografías es que es el procedimiento estándar de actuación, lo cual implica que sea un método más rápido y barato. En cuanto al aporte de la tercera radiografía, a pesar de que es información adicional sobre la geometría de las vértebras, la utilización de sólo una vista más no supone una gran mejora en su reconstrucción, pues se siguen obteniendo formas abruptas en el modelo 3D. En cuanto a la instrumentación, la radiografía adicional no influye en su geometría aunque sí aportará mayor precisión en el cálculo de su posición y orientación, reduciendo el error cometido en el marcado de sólo dos vistas.

Otra ventaja de la toma de una radiografía más, en el caso de que existieran elementos que no se visualizan de forma correcta en alguna de las vistas habituales, es que podría obtenerse esa información desde el ángulo adecuado.

Para este caso, visto que el uso de una vista extra lleva a unos resultados similares, implicando un mayor trabajo previo (marcado de los elementos a reconstruir en una radiografía más) y un coste mayor, se concluye que en general no compensa sacar una tercera radiografía.

4.4. Comparación con un TAC

La Tomografía Axial Computarizada (TAC) es una técnica de imagen médica que utiliza radiación X para obtener cortes o secciones de objetos anatómicos con fines diagnósticos. A partir de estas imágenes de las secciones se puede generar un modelo en tres dimensiones sobre el cual se puede observar directamente la anatomía del paciente. Así, en lugar de obtener sólo una imagen de proyección como en una radiografía, el TAC obtiene múltiples imágenes al efectuar la fuente de rayos X y los detectores de radiación movimientos de rotación alrededor del cuerpo. Este funcionamiento justifica la geometría del escáner (figura 4.14).



Figura 4.14 Escáner para Tomografía Axial Computarizada

Para el caso de la observación de la columna vertebral y la instrumentación, es muy interesante la observación de las secciones que proporciona el escáner a lo largo de la columna, en las cuales se puede ver con mucha claridad cómo se encuentran los tornillos pediculares introducidos por los pedículos vertebrales, como se muestra en la figura 4.15.

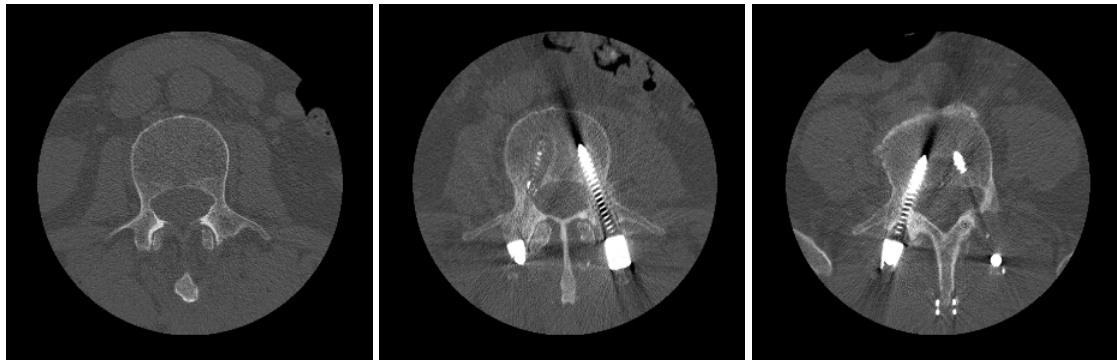


Figura 4.15 Secciones de una Tomografía Axial Computarizada

Se va a observar un TAC para un caso de estudio del cual se posee también una pareja de radiografías (frontal y lateral), que corresponde al de la figura 4.16.

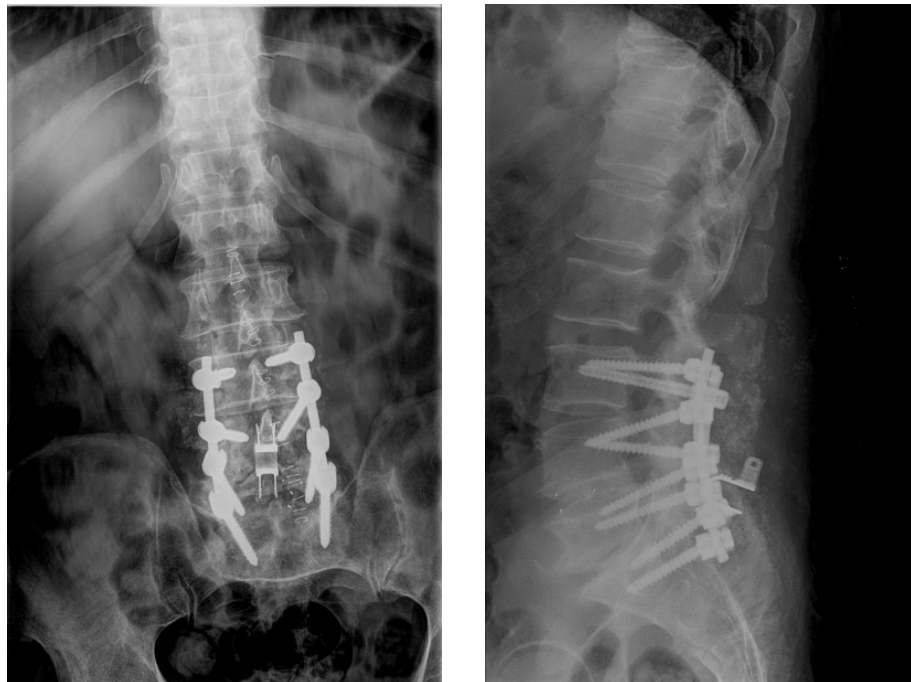


Figura 4.16 Caso de estudio

En el caso de este paciente intervenido se le colocaron ocho tornillos pediculares en las tres últimas vértebras lumbares y la primera vértebra del sacro. Todos los tornillos pediculares pueden distinguirse con facilidad en ambas vistas.

En la figura 4.17 se observan múltiples vistas del mismo paciente obtenidas de la reconstrucción 3D que proporciona el TAC, en las cuales se puede ver la gran cantidad de información que ofrece esta técnica de diagnóstico.

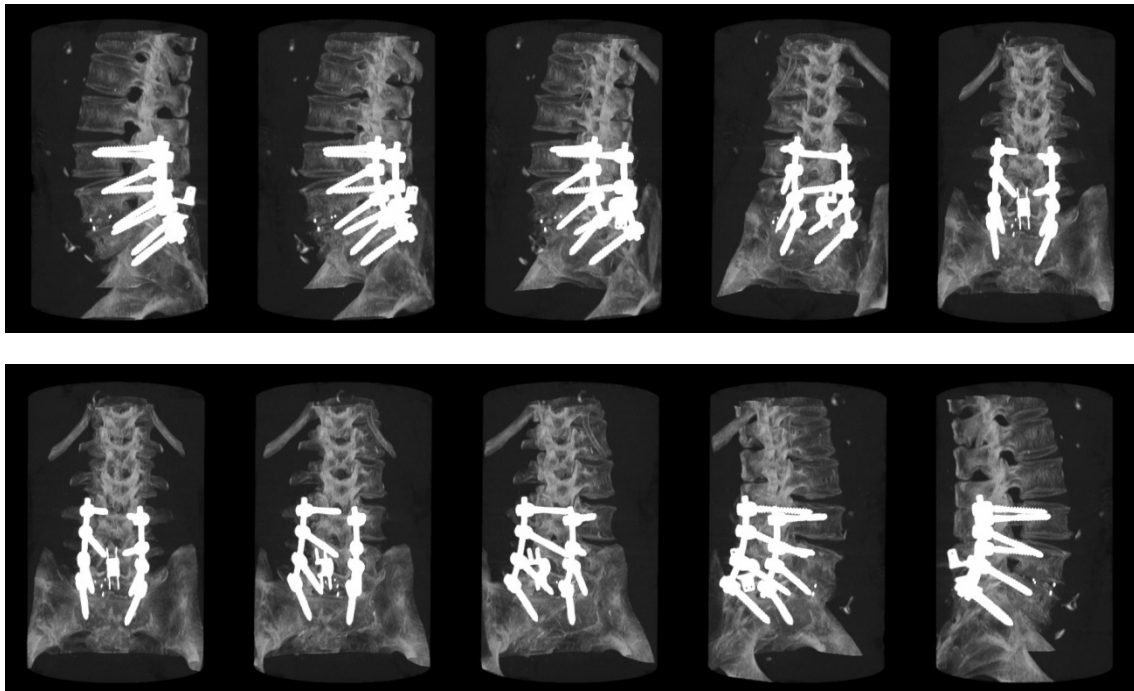


Figura 4.17 Múltiples vistas del modelo tridimensional de un TAC

Para ver la calidad del resultado del modelo 3D que se obtiene con la interfaz, se ha resuelto este mismo caso de estudio, con los resultados que se exponen en la figura 4.18.

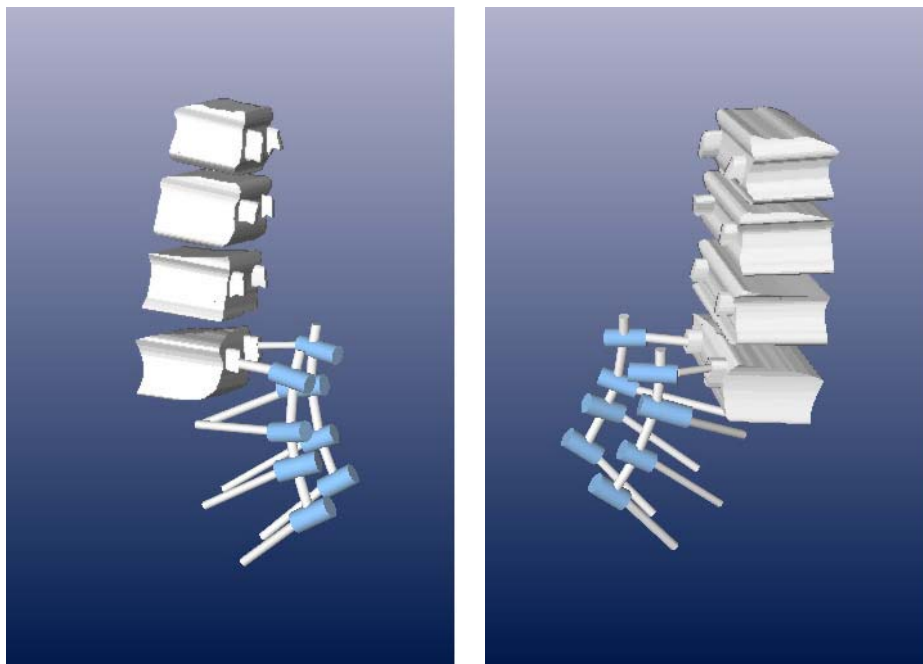


Figura 4.18 Modelo tridimensional a través de la interfaz

Como el modelo obtenido y el modelo del TAC no se encuentran en la misma escala, en lugar de comparar medidas de tornillos se van a comparar los porcentajes de introducción de los tornillos, primero sólo en el cuerpo vertebral, y luego en el cuerpo vertebral más los pedículos.

Como no siempre está perfectamente definido dónde comienzan los elementos, es decir, dónde empieza a estar introducido el tornillo, para hacer la comparación se va a calcular ese porcentaje de introducción tanto en la vista radiológica como la sección que corresponda de la Tomografía Axial Computarizada.

Para el caso de introducción de los tornillos sólo en el cuerpo vertebral, los datos obtenidos son los que se muestran en las figuras 4.19, 4.20.

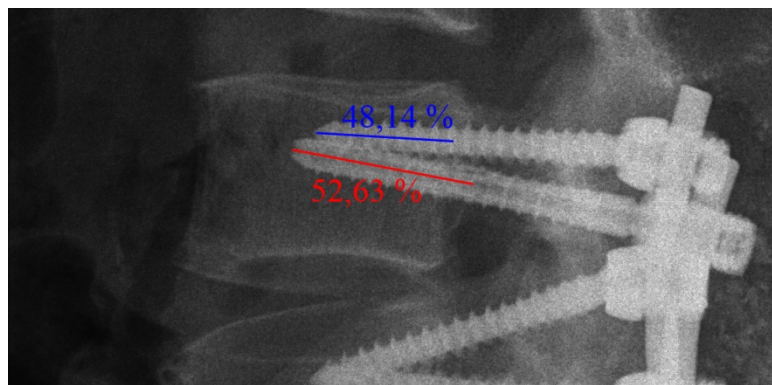


Figura 4.19 Porcentaje de inserción de tornillos en cuerpo vertebral, vista radiografía

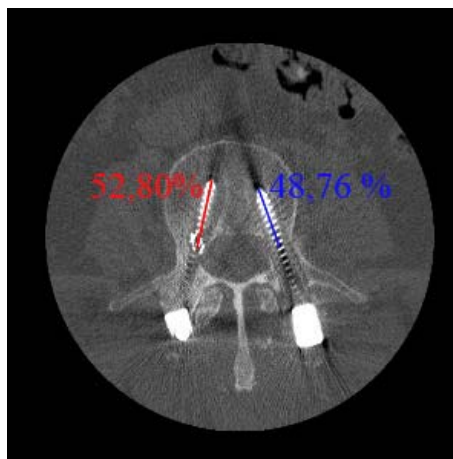


Figura 4.20 Porcentaje de inserción de tornillos en cuerpo vertebral, vista TAC

En la tabla 4.3 se recogen estos datos, junto con los del modelo 3D obtenido a través de la interfaz, donde se observa que los resultados son favorables.

% Introducción en cuerpo vertebral			
	Radiografía	TAC	Modelo 3D
Tornillo 1	48,14%	48,76%	48,09%
Tornillo 2	52,63%	52,80%	52,45%

Tabla 4.3 Porcentajes de inserción de los tornillos en el cuerpo vertebral

Análogamente, se obtienen los resultados para el porcentaje de inserción de los tornillos en el cuerpo vertebral más el pedículo (figuras 4.21, 4.22 y tabla 4.3). Para este caso, los resultados también se consideran adecuados.

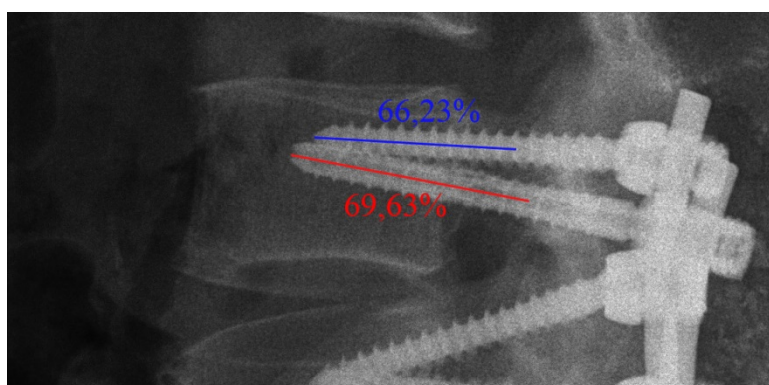


Figura 4.21 Porcentaje de inserción de tornillos en la vértebra con pedículo, vista radiografía

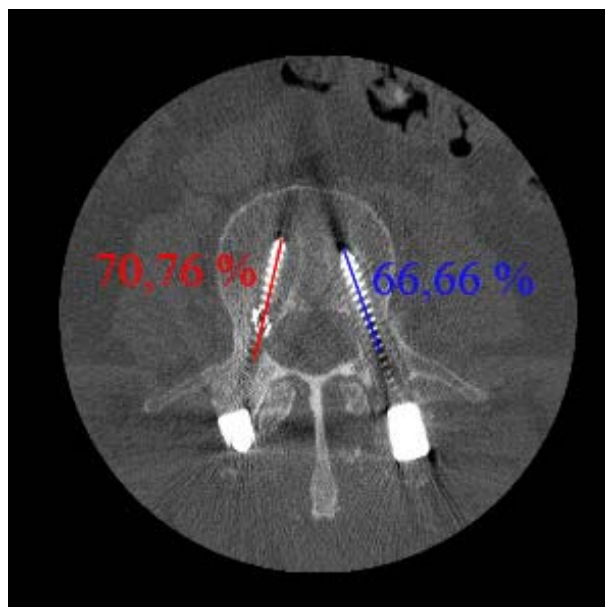


Figura 4.22 Porcentaje de inserción de tornillos en la vértebra con pedículo, vista TAC

% Introducción en vértebra y pedículo			
	Radiografía	TAC	Modelo 3D
Tornillo 1	66,23%	66,66%	65,98%
Tornillo 2	69,63%	70,76%	70,15%

Tabla 4.4 Porcentajes de inserción de los tornillos en vértebra con pedículo

Cabe destacar que para validar el funcionamiento de la interfaz habría sido adecuado evaluar más casos, y más tornillos para cada caso, pero debido a la falta de material, o a la posesión de un material que por sus características particulares no permite la reconstrucción 3D mediante la interfaz, no se ha podido hacer un análisis más exhaustivo.

Capítulo 5

Conclusiones

El trabajo presentado pretende complementar un trabajo previo mediante la adición de los pedículos vertebrales a un modelo tridimensional de la columna vertebral, con el objetivo de obtener un conjunto más completo o representativo. Debido a esto, se ha partido del estudio particular de los pedículos vertebrales, para después completar con la información y resultados obtenidos del trabajo existente.

En primer lugar es importante comentar que el funcionamiento del software, si bien no ofrece unos resultados a la altura de una Tomografía Axial Computarizada, cumple con los objetivos esperados, que son la correcta orientación y posicionamiento de los elementos estudiados, y la obtención de su geometría en 3D. Aun así, existe un amplio margen de mejora para el futuro.

Cabe destacar que el éxito de los resultados obtenidos a través de la interfaz tiene, como se ha comentado, gran dependencia con la calidad de las radiografías del caso de estudio, tanto a nivel de definición de los elementos como a la existencia de solapamiento entre cuerpos. También puede ser condicionante para una correcta reconstrucción la orientación de los tornillos pediculares en el paciente, no siendo posible por ejemplo si éstos se encuentran perpendiculares al plano frontal, dividiéndose en esa vista como un círculo y confundándose con la cabeza del tornillo.

Una ventaja de la reconstrucción 3D a través de este software es que, aunque no sea completamente automática, no tiene mucha variabilidad en los resultados en función de la interacción por parte del usuario. Es decir, siempre y cuando el marcado sea correcto, los resultados que se obtienen tienen mucha repetibilidad.

En cuanto a la valoración de los algoritmos utilizados para la segmentación de los pedículos, se ha tratado de escoger algoritmos fundamentados en diferentes técnicas. Tras haber probado varias técnicas alternativas, se ha escogido el método de ASM por su mejor funcionamiento.

La evaluación realizada de los resultados, aunque escasa en datos como para ofrecer una validación del buen funcionamiento del software, sí presenta la idea de que el modelo obtenido es adecuado.

También se ha valorado la posibilidad de la utilización de una tercera radiografía para la realización del modelo tridimensional. Se considera que, a pesar de que debería ofrecer unos resultados más precisos en cuanto a posicionamiento y orientación, no aporta la suficiente información adicional como para que compense la toma de esa radiografía de forma extraordinaria, al menos como norma general o de aplicabilidad clínica. Se podría apreciar su utilización para algún caso particular en el cual fuera condicionante la vista desde un ángulo concreto para la reconstrucción.

A nivel personal, la documentación para este trabajo ha permitido aunar conocimientos de la rama de la visión por computador y la medicina, dejando ver las grandes posibilidades que la ingeniería y la informática ofrecen en el desarrollo de aplicaciones médicas que sirvan para facilitar o mejorar el trabajo a los especialistas del campo. Por otra parte, el haber partido de un trabajo existente ha hecho necesario su estudio previo y el aprendizaje de su funcionamiento, pero por otra parte ha posibilitado conocer diferentes puntos de vista sobre un mismo trabajo, lo cual es siempre un factor positivo y enriquecedor.