



Universidad de Oviedo

**ESCUELA POLITÉCNICA DE INGENIERÍA DE GIJÓN**

**MÁSTER UNIVERSITARIO EN INGENIERÍA INDUSTRIAL**

**ÁREA DE INGENIERÍA DE SISTEMAS Y AUTOMÁTICA**

**METODOLOGÍA ALGORÍTMICA PARA LA DETERMINACIÓN DE  
RESECCIONES EN MODELOS DE VOXELES**

**AUTOR: Jorge Canto de la Fuente**

**TUTOR: Jorge Alonso González**

**JULIO 2023**



<b>1</b>	<b>Introducción</b>	<b>004</b>
1.1	Resumen	004
1.2	Objetivos	006
1.3	Aplicaciones	006
1.4	Estructura de la memoria	007
<b>2</b>	<b>Antecedentes</b>	<b>010</b>
2.1	Biomecánica	010
2.1.1	Orígenes	010
2.1.2	Aplicaciones	013
2.1.3	Tejido óseo	013
2.2	Tecnologías	014
2.2.1	Modelos de voxeles	014
2.2.2	Modelos de sólidos de voxeles	015
2.3	Sistema de posicionado de implantes	017
2.3.1	Metodología	017
2.3.2	Trabajos futuros	018
<b>3</b>	<b>Recursos</b>	<b>019</b>
3.1	Programa modVOX®	019
3.2	AutoCAD®	024
3.3	Tecnología ActiveX®	025
3.4	Entorno de programación	026
3.5	Autodesk™ Inventor®	027
<b>4</b>	<b>Metodología</b>	<b>029</b>
4.1	Fundamentos	029
4.2	Agentes de la resección	030
4.2.1	Implantes	030
4.2.2	Objetos supresores de hueso	032
4.3	Estructuración	034
4.3.1	Datos	034
4.3.2	Métodos	035



<b>5 Implementación</b>	<b>038</b>
5.1 Tecnología de interacción con AutoCAD	038
5.1.1 Referencias de objetos	038
5.1.2 Modelo general de objetos	038
5.1.3 Objetos utilizados	039
5.2 Estructura de datos	040
5.2.1 Parámetros del modelo de voxeles	041
5.2.2 Variables de objetos de AutoCAD	041
5.2.3 Registros de resultados	042
5.3 Rutinas	043
5.3.1 Gestión de flujo del programa	043
5.3.2 Gestión de la interfaz	043
5.3.3 Lectura de modelo de voxeles	044
5.3.4 Encuadre isométrico de la caja de abarque	045
5.3.5 Generación de modelo de sólidos de voxeles	046
5.3.6 Selección de implantes	047
5.3.7 Selección de objetos supresores de hueso	048
5.3.8 Cálculo de resección ósea	048
5.3.9 Gestión de órdenes de AutoCAD	053
5.4 Utilización del programa calRES	054
5.4.1 Inicio	054
5.4.2 Carga de modelo de voxeles	055
5.4.3 Conexión con AutoCAD	057
5.4.4 Generación de modelo de sólidos de voxeles	059
5.4.5 Generación y selección de implantes	063
5.4.6 Generación y selección de objetos supresores de hueso	065
5.4.7 Determinación de resección ósea	067
<b>6 Validación</b>	<b>071</b>
6.1 Principios	071
6.2 Técnica de validación	072
6.3 Resultados	076



<b>7 Presupuesto</b> .....	<b>077</b>
7.1 Planificación	077
7.2 Presupuesto	079
<b>8 Conclusiones</b> .....	<b>080</b>
8.1 Conclusiones	080
8.2 Desarrollos futuros	081
<b>9 Bibliografía</b> .....	<b>082</b>
9.1 Bibliografía referenciada	082
9.2 Bibliografía general	082
<b>10 Anexos</b> .....	<b>085</b>
10.1 Modelo volumétrico de 5 mm de resolución	086
10.2 Resección de un modelo volumétrico de 5 mm de resolución	096

# 1 Introducción

En este capítulo se resume este Trabajo Fin de Máster (TFM), describiendo el desarrollo y el origen del proyecto. También se enumeran los objetivos a cumplir y se comentan las aplicaciones prácticas de la metodología propuesta. Para finalizar este primer capítulo, se incluye un apartado sobre la forma en la que se ha estructurado la memoria.

## 1.1 Resumen

Este proyecto desarrolla una metodología algorítmica para la determinación de resecciones óseas en modelos de sólidos de voxels de huesos. A grandes rasgos, se denomina *resección ósea* al proceso por el que se extrae una parte del tejido óseo de un hueso, al realizar en él alguna acción quirúrgica. Las resecciones afectan en gran medida al comportamiento fisiológico de los huesos, por lo que la determinación precisa del volumen óseo resecado y la densidad de éste es muy importante en la planificación quirúrgica y el diseño de instrumental médico.

La metodología propuesta en este TFM cuantifica y categoriza el volumen de tejido óseo resecado en una intervención quirúrgica virtual, considerando el volumen resecado como aquel que se extirpa completa o parcialmente del hueso. Esta metodología es aplicable a la simulación de intervenciones quirúrgicas virtuales, así como al diseño y estudio de implantes e instrumental quirúrgico.

Los resultados de este TFM pueden ser aplicados a cualquier intervención quirúrgica en la que se introduzca un implante en el interior del tejido óseo resecando una parte del mismo. Al tratarse de una metodología que se desarrolla en entornos virtuales, los modelos de implantes y de huesos que considera son modelos de sólidos tridimensionales –idénticos a los utilizados en el software de diseño de ingeniería.

Para representar el tejido óseo en un entorno virtual se utilizan los denominados modelos de sólidos [volumétricos] de voxels. Esta representación del hueso, que se describe más adelante, está formada por elementos discretos y homogéneos a los cuales se les puede asociar propiedades físicas del tejido que representen, en este caso, la densidad del tejido óseo.

El planteamiento inicial de la metodología propuesta es relativamente sencillo. La resección ósea en un espacio virtual se puede determinar estudiando la intersección que se produce entre el modelo de sólidos de voxels y los implantes introducidos en aquel. Puesto que el modelo volumétrico del tejido óseo está representado por elementos discretos, se puede comprobar la intersección de cada uno de estos elementos con el implante y cuantificar así la resección producida.

Para llevar a la práctica la metodología que se propone y determinar la resección producida por implantes en modelos de voxeles del tejido óseo, se ha optado por implementarla en un modelador de sólidos comercial, concretamente en el programa de diseño asistido por computador AutoCAD® de la empresa Autodesk™.

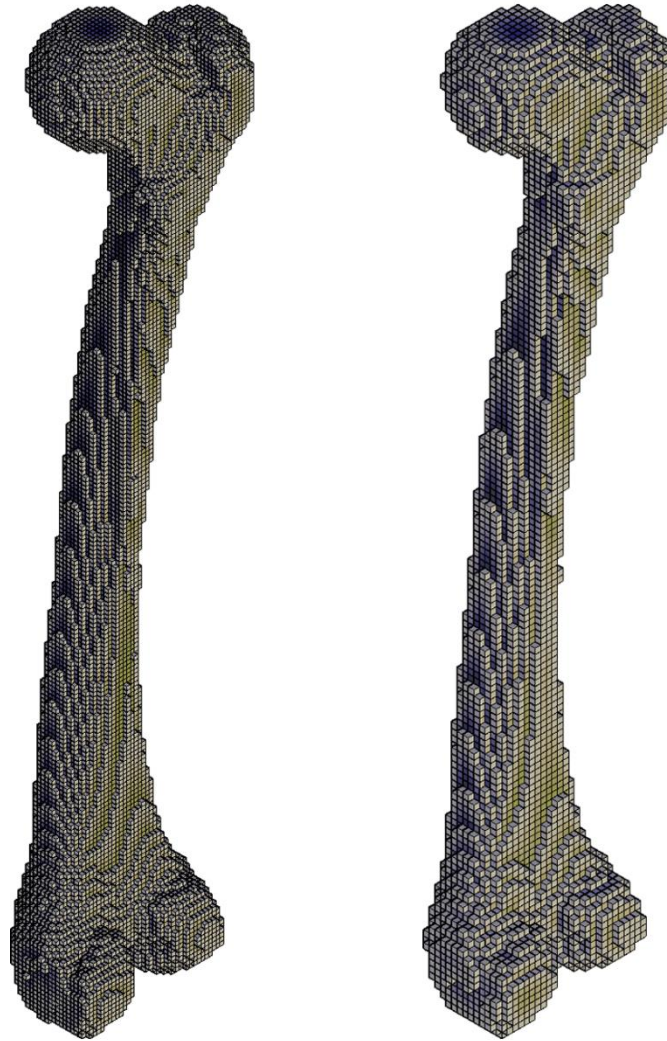


Figura 1.1 Modelos de un fémur de voxeles hexaédricos de 2 mm (izquierda) y 4 mm (derecha)

El desarrollo de la metodología desarrollada en este TFM fue propuesto como una línea de investigación futura en la Tesis Doctoral del profesor Dr. Jorge Alonso González, titulada *Sistema de posicionado geométrico virtual de modelos volumétricos de implantes aplicado a la simulación de intervenciones quirúrgicas en un entorno tridimensional de diseño asistido por computador*. En esa Tesis se desarrolla una metodología para determinar la posición y orientación de sistemas protésicos implantados en modelos óseos volumétricos en un espacio virtual de modelado tridimensional.

La propia naturaleza de la metodología de posicionado de la Tesis implica determinar, de forma indirecta, el volumen de tejido óseo resecaado por el implante al posicionarse en el hueso. Sin embargo, en el software correspondiente no se implementaron procesos de determinación del tejido óseo resecaado. En este TFM se desarrolla dicha línea de investigación, implementando una metodología específica para la determinación de resecciones óseas.

## 1.2 Objetivos

Con este TFM se pretende conseguir tres **objetivos directos**, además de los indirectos que implican dominar la aplicación práctica de las tecnologías necesarias para conseguir los primeros. Los objetivos directos son los siguientes:

### Desarrollo de una metodología de determinación de la resección ósea

El objetivo principal de este TFM consiste en establecer todos los procedimientos y operaciones que permitan determinar la resección ósea producida por implantes situados en el seno de un hueso. Los resultados de la resección se deberán categorizar y cuantificar de tal forma que puedan ser procesados posteriormente.

### Implementación de la metodología propuesta

El segundo objetivo que se ha planteado es implementar la metodología propuesta como un programa informático (software) que interactúe, de forma automática, con un software de diseño asistido por computador, en el que se simule el entorno virtual de una resección ósea.

### Validación de la implementación de la metodología propuesta

Por último, se plantea como objetivo validar los resultados que se obtienen con el software que implementa la metodología propuesta. Para ello, se utilizará un procedimiento de comprobación manual, que no aplica la herramienta informática que automatiza el cálculo de la resección, con el fin de corroborar que los resultados obtenidos son correctos.

## 1.3 Aplicaciones

Entre las principales aplicaciones de esta metodología se encuentran, la simulación de intervenciones quirúrgicas y su planificación preoperatoria, así como el estudio y diseño de prótesis, implantes e instrumental quirúrgico. Esta metodología permite simular las resecciones de una intervención quirúrgica, en un entorno virtual, por lo que se pueden hacer pruebas y experimentar tantas veces como se quiera antes de iniciar un procedimiento quirúrgico real. Pese a que hoy en día no es posible replicar exactamente lo que sucede en un entorno virtual en una cirugía real, esta metodología que se propone resulta de gran interés para anticipar, de forma precisa, qué puede suceder en la realidad.



Figura 1.2 Simulación virtual de una artroplastia de cadera que produce resección ósea

Por otra parte, en cuanto al diseño y estudio de prótesis, implantes e instrumental quirúrgico, la metodología propuesta permite conocer cómo afecta al tejido óseo la geometría de estos dispositivos médicos y como se pueden diseñar de tal forma que se reseque el menor volumen de hueso posible optimizando sus funciones.

## 1.4 Estructura de la memoria

En el **primer capítulo** de esta memoria se resume el trabajo realizado en este TFM, describiendo el desarrollo y el origen del proyecto. Además, se enumeran los objetivos a cumplir y se comentan las posibles aplicaciones prácticas de la metodología propuesta. Para finalizar el capítulo, se incluye este resumen de la estructura de la memoria.

En el **segundo capítulo** se recogen las bases científicas y un resumen de las investigaciones que han dado lugar a este trabajo. En primer lugar, se describe brevemente la biomecánica, presentando su origen y evolución a lo largo de la historia, enumerando sus principales aplicaciones en la actualidad y haciendo hincapié en lo que respecta al tejido óseo, detallando sus propiedades y características, ya que se trata del campo de aplicación de este TFM y no es objeto



de los planes de estudio de ingeniería industrial. Finalmente se incluye un resumen de la Tesis Doctoral del profesor Dr. Jorge Alonso González y de las líneas de investigación que presentó para contextualizar el origen de este trabajo.

En el **tercer capítulo** se describen todas las herramientas utilizadas para desarrollar la metodología propuesta. Entre ellas se encuentran los programas de diseño asistido por computador AutoCAD® e Inventor® -ambos de la empresa Autodesk™-, el entorno de programación Microsoft® Visual Studio®, el lenguaje de programación Visual Basic, la tecnología ActiveX® y el programa de generación y manipulación de modelos de voxes modVOX®, desarrollado por el *Grupo de Sistemas Biomecánicos* de la Universidad de Oviedo. Se describen brevemente sus características, los motivos por los cuales se han utilizado estas herramientas y los detalles del acceso a sus licencias para su uso acorde con la legislación vigente.

En el **cuarto capítulo** se describe el conjunto de procedimientos que compone la metodología. Inicialmente se exponen las bases y fundamentos de la metodología propuesta. A continuación, se describen los principales elementos que intervienen en la resección, denominados aquí *agentes de la resección*. Por último, se enumeran los pasos de la metodología algorítmica y se recogen en un diagrama de flujo.

En el **quinto capítulo** se describe detalladamente el funcionamiento y la utilización de **calRES**, el programa informático que implementa la metodología de determinación de resecciones propuesta. Se comienza describiendo la forma en que el programa se enlaza con AutoCAD® y su modelo de objetos. A continuación, se detalla la estructura de datos que utiliza **calRES** y las rutinas que lo conforman. Por último, se enumeran y describen los pasos que se han de seguir para utilizar **calRES**.

En el **sexto capítulo** se describe la metodología de validación aplicada para validar la implementación de la metodología de determinación de resecciones óseas. En primer lugar, se describen los principios de los que se parte para desarrollar esta metodología de validación y, a continuación, su formulación algorítmica. Por último, se recogen los resultados obtenidos tras aplicar la metodología de validación.

En el **séptimo capítulo** se hace una estimación del coste total del proyecto, considerando los costes de ingeniería y el coste de amortización de los recursos utilizados. También se incluye la descripción de la planificación del proyecto, en la que muestra como se ha estructurado este TFM a lo largo de los meses en los que se ha desarrollado.

En el **octavo capítulo** se comentan los objetivos cumplidos, una vez finalizado el desarrollo de la metodología de determinación de resecciones y las ventajas de automatizar su implementación. También se plantean los desarrollos futuros con los que, utilizando **calRES**, se podrían llevar a cabo estudios que podrían resultar de interés en aplicaciones biomecánicas.



En el **noveno capítulo** se recoge la bibliografía que se ha utilizado como referencia para desarrollar este TFM. Se ha dividido la bibliografía en dos apartados, la referenciada y la general. La bibliografía referenciada es aquella que se menciona de forma directa en el documento y la general aquella que ha sido consultada para realizar este TFM incluyendo la tesis doctoral que lo inspira.

Por último, también se incluye al final de la memoria un **Anexo** que contiene las tablas con los resultados que proporciona **caIRES** al generar un modelo de sólidos de voxels (de 5 milímetros) y al determinar la resección ósea con un implante. Esta tabla se incluye como ejemplo de los resultados de resección que el software puede proporcionar.

## 2 Antecedentes

En este capítulo se recogen las bases científicas y un resumen de la investigación que ha dado lugar a este trabajo. En primer lugar, se describe la biomecánica, presentando su origen y evolución a lo largo de la historia, enumerando sus principales aplicaciones en la actualidad y haciendo hincapié en el tejido óseo detallando sus propiedades y características, ya que constituye, en cierta medida, el campo de trabajo de este TFM. Finalmente se incluye un resumen de la Tesis Doctoral del profesor Dr. Jorge Alonso González y de las líneas de investigación que propone, para contextualizar el origen de este TFM.

### 2.1 Biomecánica

La biomecánica es el estudio de la estructura y la función de los sistemas biológicos mediante los métodos de la mecánica [1]. Se encuentra estrechamente ligada a ramas del conocimiento como la biología, la química o la física y desempeña un papel muy importante en el estudio del comportamiento del cuerpo humano. En este apartado se describen su origen e historia, así como sus principales campos de aplicación. Además, se describirán con mayor detalle las características del tejido óseo, al ser este el principal objeto de estudio de este Trabajo Fin de Máster.

#### 2.1.1 Orígenes

Los orígenes de la biomecánica se remontan a siglos atrás, cuando los científicos y filósofos comenzaron a explorar y estudiar el movimiento y la mecánica del cuerpo humano. En la antigua Grecia, figuras destacadas como Aristóteles y Arquímedes sentaron las bases teóricas para comprender los principios mecánicos básicos. Aristóteles (384 a.C. – 322 a.C.), en su obra *De Motu Animalium* [Sobre el movimiento de los animales], observó y describió los movimientos de los animales, estableciendo una relación entre la estructura del cuerpo y la forma en que se mueven. Arquímedes (287 a.C. – 212 a.C.), por su parte, formuló principios mecánicos fundamentales, como la palanca y el principio de flotación, sentando las bases para futuros estudios sobre la mecánica del cuerpo humano.

Siglos después, en el Renacimiento, Leonardo da Vinci (1452 – 1519), además de ser un reconocido artista, también dedicó parte de su vida al estudio de la anatomía y la biomecánica. Entre sus obras destacan los bocetos e ilustraciones recogidos en *La mecánica del hombre* y *El hombre universal*, esta última incluyendo el célebre *Hombre de Vitruvio*.

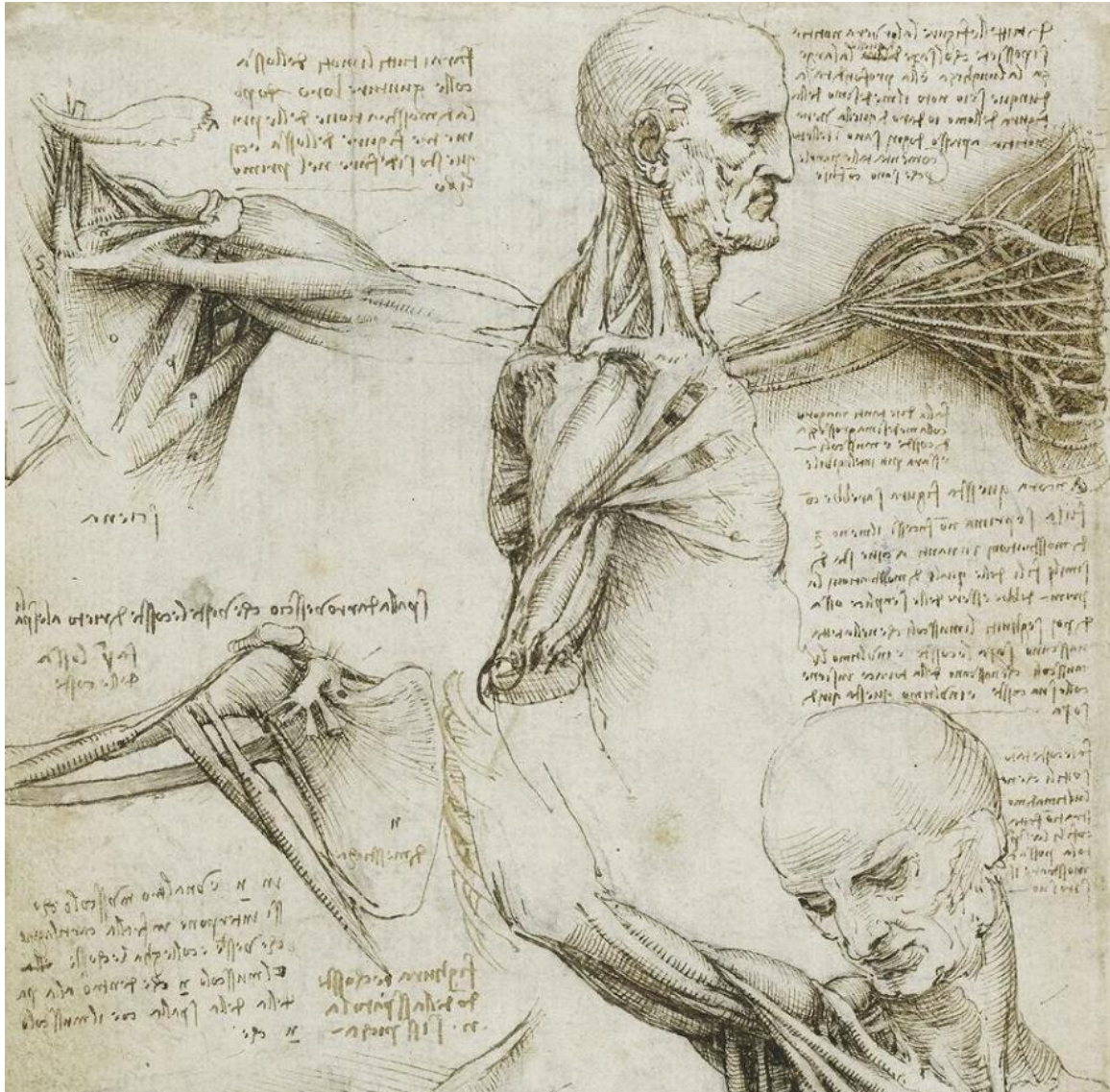


Figura 2.1 Fragmento de los músculos del hombro (c.1510-1511) de Leonardo da Vinci

No obstante, fue ya en el siglo XVII cuando comenzó a surgir una corriente denominada iatromecánica, cuyos fundamentos se basaban en la aplicación de la física para entender cuestiones fisiológicas y de patología humana. Entre sus principales exponentes se encuentra el filósofo francés René Descartes (1596 – 1650), quien afirmaba que el cuerpo y el alma eran dos entidades separables y el primero podía ser estudiado, desensamblado y comprendido como una máquina.

También cabe destacar la figura de Borelli (1608 – 1679), destacando su obra homónima a la de Aristóteles, *De Motu Animalium*, en la que describe los movimientos corporales basándose en los principios de la física y la mecánica [2].

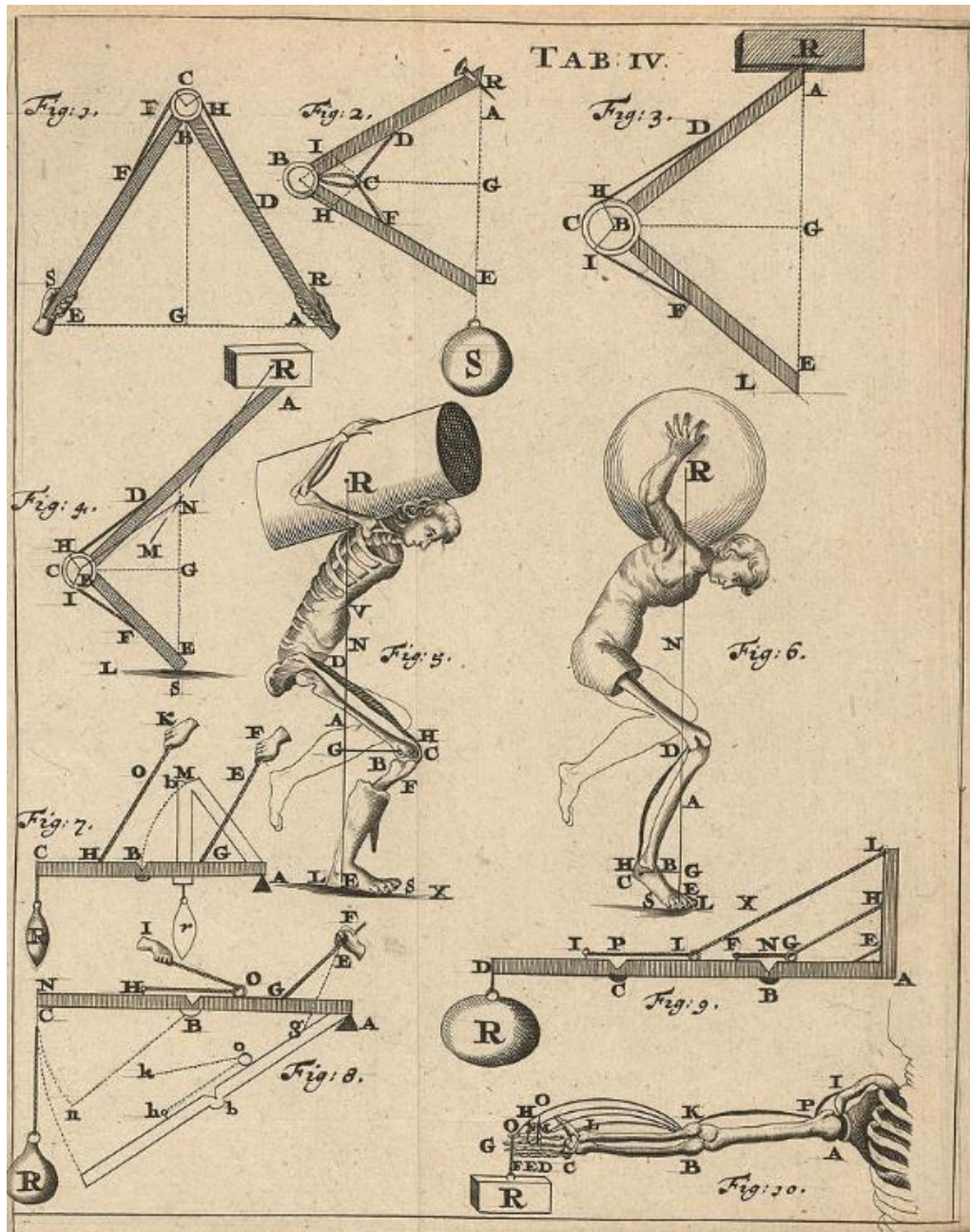


Figura 2.2 *De Motu Animalium* (1685) de Giovanni Alfonso Borelli

Posteriormente, en el siglo XX con la aparición de la tecnología informática y los avances en la instrumentación, el desarrollo de la biomecánica se vio considerablemente acelerado. Se pudieron desarrollar complejas simulaciones y modelos matemáticos que permitieron un análisis más sofisticado y preciso de los movimientos y las fuerzas que actúan sobre el cuerpo humano. Es por esto por lo que, hoy en día, la biomecánica se encuentra presente, se aplica y se sigue desarrollando en diversos ámbitos de disciplinas científicas.

### 2.1.2 Aplicaciones

Entre los principales campos de aplicación de la biomecánica se encuentran la medicina, el deporte y la ergonomía. Su crecimiento ha permitido mejorar cuestiones relativas a la salud y la calidad de vida y con el paso del tiempo se ha ido abriendo camino en nuevas áreas de aplicación según profundizamos en la comprensión del cuerpo humano.

En medicina, la biomecánica estudia las enfermedades del cuerpo humano, principalmente, las relativas al sistema locomotor y desarrolla soluciones para reducir o limitar sus efectos. Esto ha llevado a desarrollar y mejorar instrumental médico, prótesis o sistemas de diagnóstico.

En el ámbito deportivo, la biomecánica ha tenido un papel crucial en la mejora de resultados y prevención de lesiones de los atletas. El avance de la tecnología ha permitido que se puedan recolectar gran variedad de datos que se pueden utilizar posteriormente para que los deportistas optimicen su técnica y se pueda diseñar equipamiento deportivo como, por ejemplo, calzado, balones o raquetas que mejoren el rendimiento de los atletas y garanticen su seguridad.

En lo relativo a la ergonomía y al ámbito ocupacional, la biomecánica estudia la interacción del cuerpo humano con los elementos del día a día (en el hogar, en el trabajo, en la conducción, en el manejo de equipo, etc.). De esta forma, se desarrollan soluciones que mejoran la calidad de vida en acciones cotidianas y previenen lesiones debidas a cuestiones como la adopción de malas posturas o la repetición de movimientos durante largos periodos de tiempo.

### 2.1.3 Tejido óseo

El tejido óseo está formado por un conjunto heterogéneo de tejidos orgánicos denominado tejido conjuntivo que constituye los huesos de los vertebrados. Dentro de un mismo hueso pueden distinguirse dos patrones principales de tejido, conocidos como hueso cortical o compacto y hueso trabecular o esponjoso.

La capa exterior de los huesos está constituida por hueso compacto y presenta una densidad mayor que el hueso esponjoso. Su alta densidad comparada con el resto de tejido óseo otorga a los huesos la capacidad de soportar todo el cuerpo y proteger órganos vitales además de conferir gran resistencia a esfuerzos, tanto de tracción como de compresión.

En contraposición, el hueso trabecular es el tejido interno del hueso y presenta una densidad menor que el hueso cortical. Se encuentra principalmente en huesos largos, cerca de las articulaciones y en las vértebras. Generalmente, el hueso trabecular contiene médula ósea, donde tiene lugar el proceso de hematopoyesis, que consiste en la formación, desarrollo y maduración de elementos de la sangre. En adultos, la médula ósea se encuentra principalmente en el fémur, las costillas, las vértebras y la pelvis. En la siguiente imagen puede verse una micrografía del tejido óseo trabecular y del cortical.

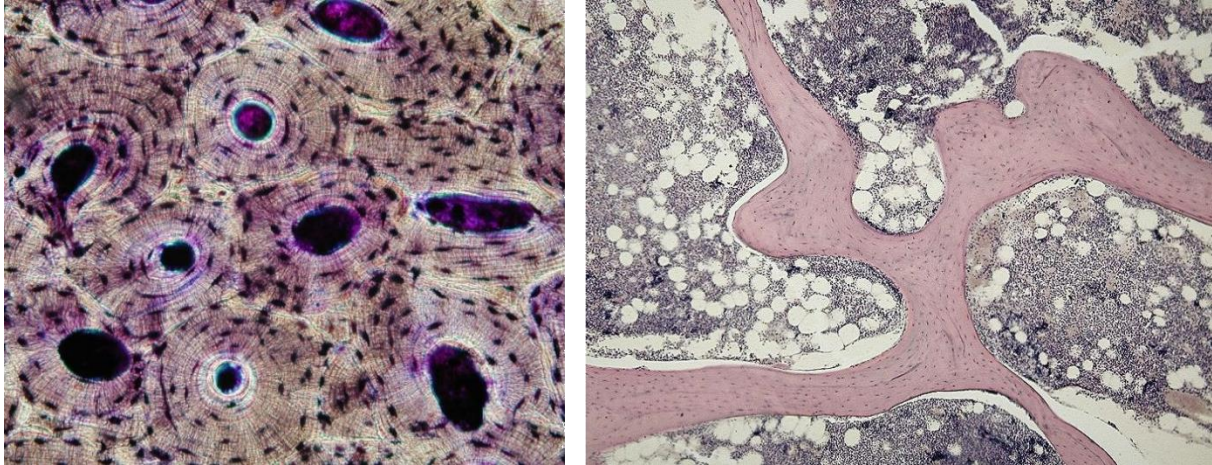


Figura 2.3 Micrografía del hueso cortical (izquierda) y hueso trabecular (derecha)

El estudio del tejido óseo tiene gran interés desde el punto de vista de la biomecánica. Pese a que cada hueso es único, no hay dos seres de una misma especie cuyos huesos sean idénticos. No obstante, las propiedades y el comportamiento del tejido óseo pueden estudiarse de forma general. Conocer cómo se comporta el hueso frente a distintos esfuerzos, cuales son las partes que le confieren mayor rigidez y cuales resultan fundamentales como la médula ósea, resulta de gran ayuda para plantear tratamientos o procedimientos médicos frente a cualquier tipo de lesión o enfermedad ósea.

## 2.2 Tecnologías

En este apartado, se describen las tecnologías, específicamente relacionadas con la biomecánica, aplicadas para desarrollar e implementar la metodología propuesta. Son los **modelos de voxeles**, así como los **modelos de sólidos de voxeles**, que resultan fundamentales en esta investigación. A continuación, se detallan sus propiedades y características.

### 2.2.1 Modelos de voxeles

Un *voxel* es un elemento volumétrico –en el ámbito tridimensional- cuyos atributos son análogos a los de un *pixel* –en el ámbito bidimensional-, por lo que resulta fundamental entender que es un pixel para comprender la similitudes y diferencias entre ambos. El pixel se define como el elemento de superficie homogéneo más pequeño que compone una imagen, que se define por su brillo y [opcionalmente] su color. Al igual que el pixel, un voxel puede tener asociadas una o varias magnitudes generalmente relacionadas con las propiedades de un material y consideradas homogéneas dentro del volumen encerrado por el voxel.

Cuando se dispone de un conjunto de pixeles, se dice que representan una imagen y cuanto mayor sea el número de pixeles empleados para representar una imagen, más detallada será su representación y se dispondrá de más información de aquello que represente. Sucede lo

mismo con los voxeles, la diferencia es que un conjunto de voxeles representa un sólido y la información que proporciona cada uno de estos elementos, está relacionada generalmente con las propiedades físicas del material del sólido representado.

En teoría, los voxeles pueden adoptar la forma de cualquier poliedro siempre y cuando se garantice la compacidad geométrica, no obstante, en la práctica son pocas las aplicaciones que no utilicen voxeles hexaédricos. Estos voxeles se pueden definir con tres dimensiones, largo, alto y ancho o, en el caso de tratarse de voxeles cúbicos [hexaédricos], con una única dimensión, la longitud de uno de sus lados.

Se denomina modelo de voxeles a un conjunto ordenado de estos que posee aproximadamente el mismo volumen y forma que la región del espacio que pretende modelar. Por tanto, resulta obvio que, si se desea representar una región del espacio con un modelo de voxeles, el modelo no puede dejar espacios sin ocupar dentro de la región a representar, es por esto por lo que se dice que los voxeles de un modelo han de presentar *compacidad geométrica*. Ocurre lo mismo con los píxeles, que se disponen en formaciones rectangulares que cubren completamente la región representada.

Al igual que para los píxeles, los agrupamientos de voxeles suelen ser homogéneos, es decir, todos sus elementos tienen la misma forma y dimensiones. De este modo se consigue facilitar el procesamiento de la información que contienen. Aunque infrecuentes, existen modelos heterogéneos tanto de voxeles como de píxeles cuyo objetivo es conseguir una mayor definición en aquellas zonas del modelo que lo requieran.

Por último, cabe destacar que tanto los agrupamientos de voxeles como los de píxeles se cuantifican por su resolución. La resolución indica el número de voxeles o píxeles que pueden disponerse, ordenados, en una determinada unidad de longitud, área o volumen. Cuanto mayor sea la resolución, mayor será el detalle y la definición de aquello que se represente.

Esta es la tecnología que se utilizó para representar el tejido óseo en la Tesis Doctoral que motivó este TFM y que se utiliza, también, en esta investigación para desarrollar la metodología de determinación de resecciones óseas. A lo largo de esta memoria, se describe la forma en que se generan estos modelos de voxeles y como se opera con ellos.

### 2.2.2 Modelos de sólidos de voxeles

Al igual que los píxeles, los voxeles no contienen sus coordenadas en el espacio tridimensional, sino que estas se pueden deducir por la posición en que se encuentra el voxel en el archivo de datos. La información contenida en estos archivos de datos puede transformarse en un modelo de sólidos de voxeles. Generar un modelo de sólidos de voxeles de un hueso utilizando herramientas de diseño asistido por computador permite trabajar en un entorno tridimensional y, por tanto, tener acceso a todas las herramientas de las que el programa de CAD disponga para



utilizarlas sobre el modelo. En la siguiente imagen puede verse el caso particular de dos modelos de sólidos de voxeles de un fémur humano, con diferentes tamaños de voxeles.

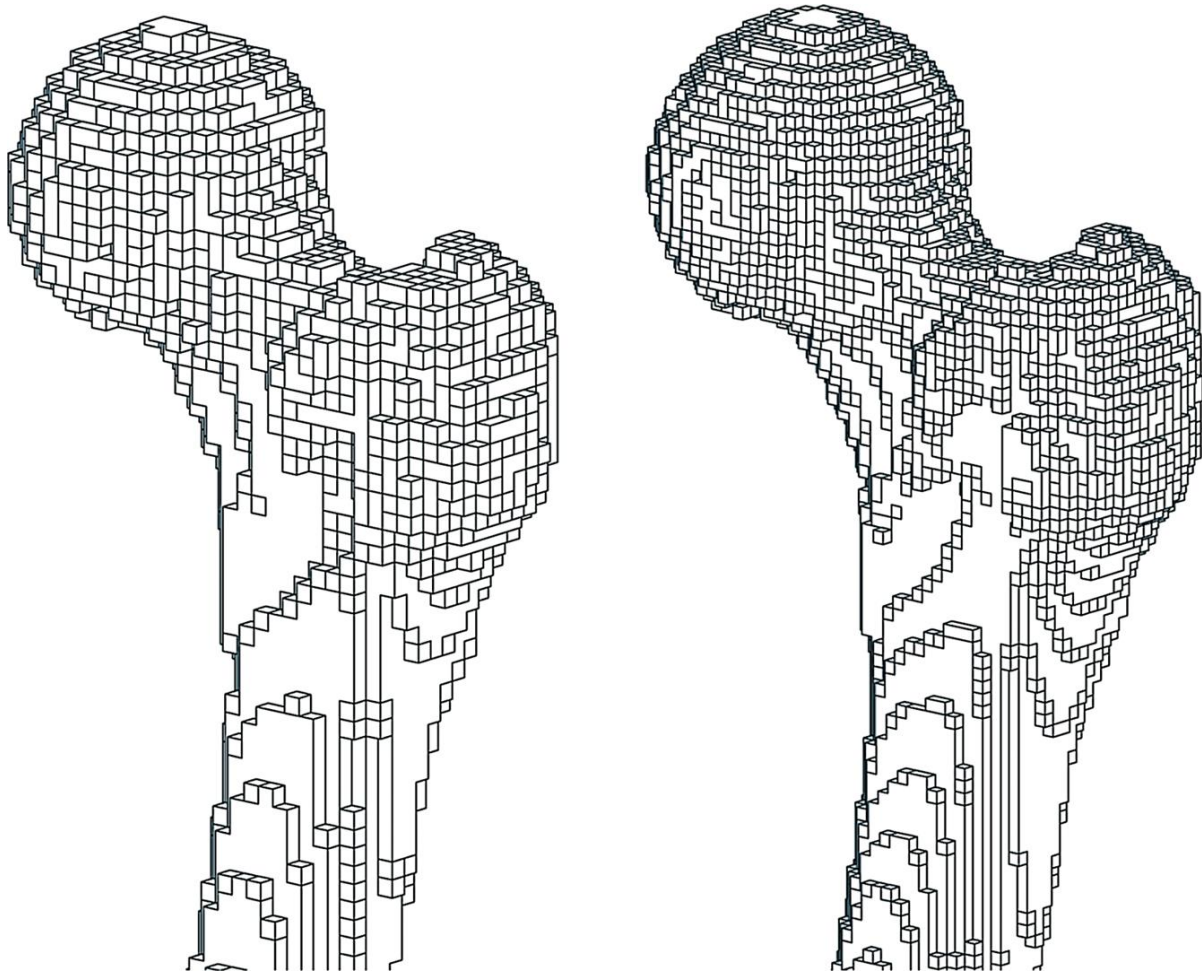


Figura 2.4 Modelos volumétricos de voxeles de un segmento de fémur humano

Además de conseguir una representación aproximada de la geometría del hueso, con un modelo de sólidos de voxeles también se dispone de información relativa a las propiedades físicas del tejido óseo por lo que con un modelo de sólidos de este se puede estudiar como un objeto virtual interactúa con el modelo de sólidos o cómo se comporta al verse sometido a esfuerzos.

El *Grupo de Sistemas Biomecánicos* de la Universidad de Oviedo desarrolló el programa **modVOX®** con este fin, el tratamiento y la generación de modelos de voxeles y modelos de sólidos de voxeles. El funcionamiento de **modVOX®** se describe detalladamente en el apartado *3.1 Programa modVOX*. Básicamente el programa, a partir de series de imágenes tomográficas de un hueso, es capaz de generar modelos de sólidos de voxeles en AutoCAD®, representando cada voxel como un prisma hexaédrico y asignar las propiedades físicas asociadas a cada voxel por medio de colores, asociando un color a cada valor de una propiedad física determinada.

## 2.3 Sistema de posicionado de implantes

Este TFM surge como un desarrollo derivado de la Tesis Doctoral del profesor Dr. Jorge Alonso González, titulada *Sistema de posicionado geométrico virtual de modelos volumétricos de implantes aplicado a la simulación de intervenciones quirúrgicas en un entorno tridimensional de diseño asistido por computador*. En ella, se desarrolla una metodología para determinar la posición y orientación de sistemas protésicos implantados en modelos óseos volumétricos en un espacio virtual de modelado tridimensional. En este apartado se hace un breve resumen de todo el trabajo de investigación desarrollado en la Tesis, así como de las líneas de investigación que presentó.

### 2.3.1 Metodología

La metodología desarrollada en la Tesis ha sido validada aplicándola al estudio de la implantación de un vástago de prótesis de sustitución total de la articulación de la cadera, no obstante, es aplicable a todo tipo de modelos de implantes que se alojen parcial o totalmente en el interior de un modelo de hueso. La metodología desarrollada en esta Tesis es una metodología algorítmica, es decir, se siguen una serie de operaciones ordenada y finita que permite alcanzar la solución del problema. Se decidió utilizar un método algorítmico y no uno analítico o numérico debido a la naturaleza estocástica que presenta uno de los principales elementos del estudio, el tejido óseo.

Para representar el tejido óseo, se utilizaron modelos volumétricos de voxels hexaédricos regulares. Con esto se consigue una representación del hueso que, aunque formada por elementos discretos, sigue sometida a la variabilidad estocástica originada por el número de voxels, su distribución o la densidad asociada a cada uno de ellos, lo que hace impracticable encontrar una solución determinista al problema.

La implementación de la metodología se llevó a cabo utilizando herramientas de diseño asistido por computador debido a que los problemas a los que pretende dar solución se desarrollan en este tipo de espacio virtual.

Utilizando modelos tridimensionales de implante y hueso, se resta de forma virtual el volumen del implante insertado en el hueso para determinar la variación de densidad que el implante produce en este. De este modo se determina la posición óptima del implante como aquella que causa una variación mínima de la densidad del hueso implantado.

La metodología procesa secciones del sistema hueso-implante en una secuencia ordenada y calcula la densidad del tejido óseo intersecada por el implante para cada capa de hueso. Una vez calculada la densidad para todas las secciones, para todas las posibilidades de intersección con el implante (debidas al movimiento aplicado a este), se elige como posición de referencia del implante aquella que dé lugar a una disminución menor de la suma de densidades de las capas con respecto al hueso sin intersecar con el implante. Todos los movimientos del implante son realizados de acuerdo con un patrón de variación cíclico que considera unas condiciones

de contorno. En esta Tesis las condiciones de contorno fueron una articulación esférica de un vástago de una prótesis de cadera y una posición y orientación de partida.

Entre las principales aplicaciones de la metodología desarrollada en la Tesis se encuentran la simulación de intervenciones quirúrgicas, una ayuda a la planificación preoperatoria, el estudio del comportamiento de implantes y el diseño de nuevas prótesis.

### 2.3.2 Trabajos futuros

Tras finalizar la investigación planteada en la Tesis, a la vista de los resultados obtenidos se propusieron una serie de líneas de investigación y de posibles aplicaciones como consecuencia del trabajo desarrollado. Entre las posibles aplicaciones se encuentran la *“aplicación de la metodología a la cirugía robótica”* y la *“aplicación directa de la metodología”*. Con el avance de la cirugía robotizada, resultaría de gran interés estudiar la posibilidad de adaptar y aplicar la metodología a sistemas robóticos autónomos. En cuanto a la aplicación directa de la metodología, en los años en que se llevó a cabo la investigación descrita en la Tesis, la potencia informática era mucho menor que la de hoy en día, por lo que hubo que aplicar técnicas que redujeran las exigencias de la metodología. Teniendo esto en cuenta se presentó la idea de implementar la metodología para su ejecución en *“clusters”* de ordenadores. Hoy en día, pasados casi 8 años desde la publicación de la Tesis, con los medios informáticos disponibles sería posible reducir considerablemente el tiempo de cálculo.

Por otra parte, las líneas de investigación propuestas fueron las siguientes: llevar a cabo un *“estudio de la verosimilitud de las posiciones de referencia”*, definir una metodología de *“localización automática de condiciones de contorno”*, determinar la *“influencia del tamaño de los voxels”* e implementar un procedimiento de *“cálculo de resecciones”*. En este TFM se ha decidido profundizar en esta última línea de investigación y desarrollar una metodología específica de determinación de resecciones óseas. La propia naturaleza de la metodología de posicionado implica determinar el volumen de tejido óseo resecado por el implante al posicionarse en el hueso. Sin embargo, en el software no se implementó ningún proceso de cálculo de tejido óseo resecado. Esta información puede resultar de utilidad para muchos estudios biomecánicos relacionados con la simulación de intervenciones quirúrgicas.

## 3 Recursos

En este capítulo se describen todas las herramientas informáticas utilizadas para aplicar la metodología propuesta. Entre ellas se encuentran los programas de diseño asistido por computador AutoCAD® e Inventor®, el entorno de desarrollo integrado Microsoft® Visual Studio, el lenguaje de programación Visual Basic, la tecnología ActiveX® y el programa de generación y manipulación de modelos de voxeles modVOX® desarrollado por el *Grupo de Sistemas Biomecánicos* de la Universidad de Oviedo.

### 3.1 Programa modVOX®

modVOX® es el programa de generación y manipulación de modelos de voxeles desarrollado por el *Grupo de Sistemas Biomecánicos* de la Universidad de Oviedo, actualizado en la Tesis Doctoral que inspira este TFM para determinar la posición que produce menor resección de un implante en el seno del hueso. Esta segunda funcionalidad ya ha sido descrita previamente en el apartado 2.3 *Sistema de posicionado de implantes* por lo que en esta sección se describirá únicamente el proceso de generación de modelos de voxeles.

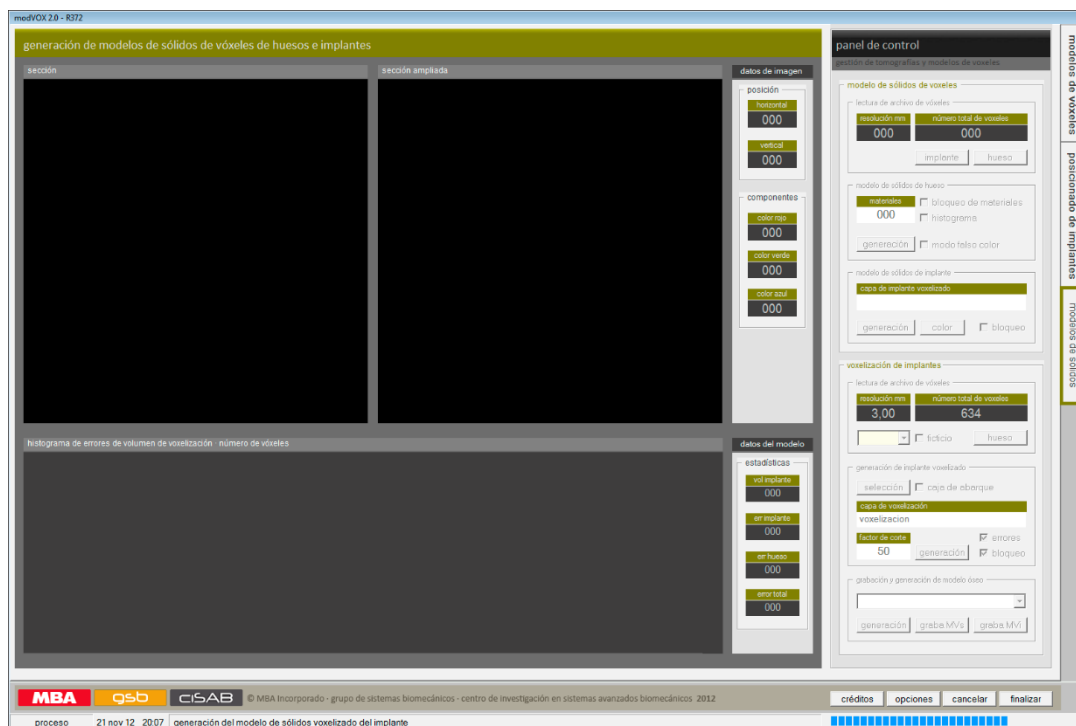


Figura 3.1 Interfaz de usuario de la segunda versión de modVOX®

En lo relativo a la generación de modelos de voxeles, el programa procesa series de tomografías en formato Bitmap (BMP), en escala de gris de 8 bits por pixel, para generar modelos de voxeles y modelos de sólidos de voxeles en el espacio de trabajo de AutoCAD®.

Las imágenes a partir de las cuales se generan los modelos de voxeles, se obtienen tras realizar un TAC (Tomografía Axial Computadorizada) sobre un hueso. Su principio de funcionamiento consiste en atravesar circularmente al paciente con un haz de radiación ionizante, de tal forma que un sistema de detectores situado frente al haz recoge la radiación resultante tras atravesar la estructura corporal.



Figura 3.2 Escáner de tomografía axial computadorizada

Estos niveles de radiación se pueden transformar en una imagen digital donde cada pixel tiene asignado un nivel de brillo dependiendo del grado de atenuación del propio tejido frente a los rayos X. Las series de imágenes TAC procesadas dan lugar, mediante un proceso de interpolación, a un modelo maestro de voxeles. A partir de este modelo maestro se pueden generar modelos de voxeles con diferentes tamaños de voxel (entre 1 y 5 milímetros de lado con incrementos de 0,5 milímetros) que serán los que se podrán transformar en modelos de sólidos de

voxeles en el espacio de trabajo de AutoCAD. En la siguiente imagen pueden verse dos modelos de sólidos de voxeles con resoluciones diferentes.

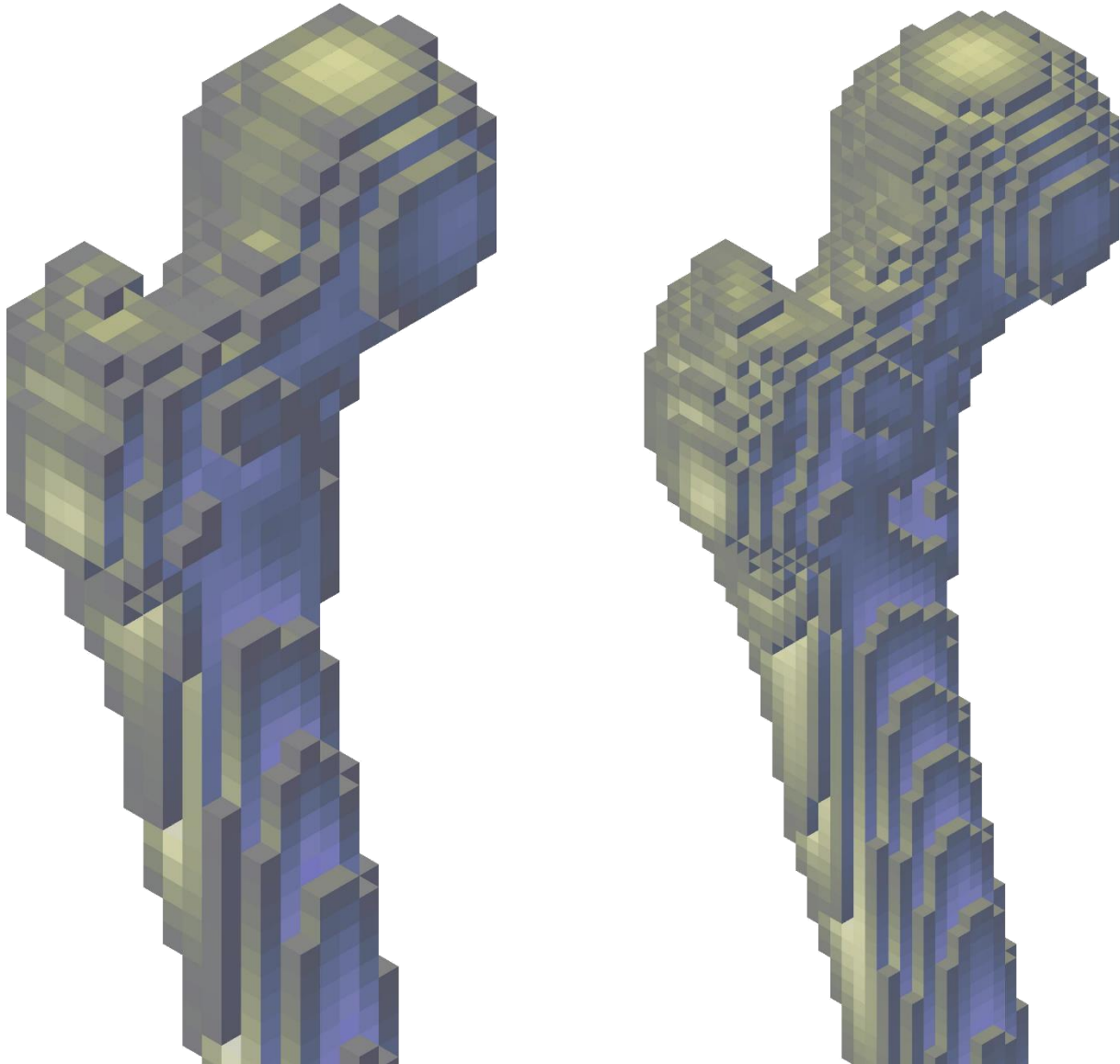


Figura 3.3 Modelo de sólidos de voxeles de un fémur de 5 mm (izquierda) y 3 mm (derecha) de resolución

Los modelos de voxeles generados por modVOX®, además de indicar el nivel de brillo de cada uno de los voxeles, disponen de una serie de parámetros que facilitan su tratamiento.

- **Cantidad y resolución de los voxeles:** El archivo generado indica cuantos voxeles tiene el modelo, así como su tamaño que, como se ha indicado previamente, puede variar entre 1 y 5 milímetros de lado con incrementos de 0,5 milímetros.

- **Niveles de brillo mínimo y máximo:** Hacen referencia a los niveles de brillo mínimo y máximo que tienen la serie de imágenes tomográficas.
- **Valores mínimo y máximo de unidades Hounsfield:** Estos valores, dependientes del modelo de escáner utilizado, se utilizan para estudiar las propiedades físicas de cada voxel en función de su nivel de brillo.
- **Dimensiones de la caja de abarque:** La caja de abarque es el prisma rectangular de menor volumen capaz de contener todos los voxeles del modelo. Resulta de gran utilidad para representar gráficamente el modelo de sólidos de voxeles

Los niveles de brillo en una imagen tomográfica, en función de unos parámetros dependientes del modelo de escáner utilizado, se pueden transformar en unidades Hounsfield (UH), que representan el coeficiente de atenuación lineal de un determinado tejido con relación al mismo coeficiente del agua, establecido en 0 UH.

Utilizando estas unidades es posible convertir los valores de brillo en valores de densidad. Es decir, la información que proporciona cada voxel es el de la densidad del volumen que encierra. La expresión que relaciona estos valores es la fórmula de Carter y Hayes [3].

$$\rho = 0,00378 \cdot \left[ \frac{HU_{max} - (B_{max} - B)}{K_{dens}} \right] + 0,17125 \quad [3.1]$$

$$K_{dens} = \frac{B_{max} - B_{min}}{HU_{max} - HU_{min}} \quad [3.2]$$

Siendo  $\rho$  la densidad en  $g/cm^3$ ,  $B$  los valores de brillo de las tomografías y  $B_{max}$ ,  $B_{min}$ ,  $HU_{max}$  y  $HU_{min}$  los valores de brillo y de unidades de Hounsfield máximo y mínimo respectivamente que se indican en el modelo de voxeles.

Para generar el modelo de sólidos de voxeles, modVOX<sup>®</sup> ha sido programado de tal forma que el proceso de generación del modelo de sólidos está automatizado con AutoCAD<sup>®</sup>. Basta con disponer el archivo de datos que contenga la información del modelo de voxeles para generar un modelo de sólidos de este.

La información que tiene cada voxel asociada al nivel de brillo de las tomografías también puede ser llevada AutoCAD<sup>®</sup>. Para ello, se colorea cada voxel utilizando el modelo de color RGB y a cada voxel se le asigna un color cuyos niveles de rojo, verde y azul serán iguales al nivel de brillo que tenga asociado. De esta forma se consigue una representación del modelo de sólidos del hueso en una escala de grises tal y como puede verse en la siguiente imagen de un fémur humano completo.

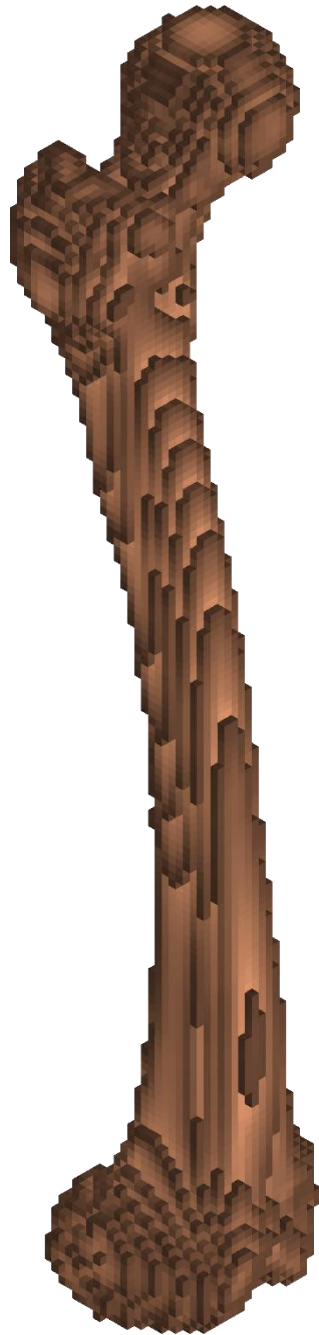


Figura 3.4 Modelo de voxels del fémur en falso color

Se puede ver como los voxels que recubren el hueso son más oscuros, lo que quiere decir que su nivel de brillo es próximo a cero. Aplicando la fórmula de Carter y Hayes para niveles de brillo próximos a cero se obtienen valores de densidad bajos, concretamente para un nivel de brillo igual a 1 la densidad asociada a ese voxel es de  $0,36 \text{ g/cm}^3$ . Esto resulta contradictorio ya que, como se ha explicado previamente, la capa exterior del hueso es la que mayor densidad tiene y  $0,36 \text{ g/cm}^3$  es un valor muy bajo, generalmente se esperan valores entre  $1 \text{ g/cm}^3$  y  $2 \text{ g/cm}^3$ .



Esto se debe a que no se está teniendo en cuenta que cualquier propiedad asociada a un voxel se distribuye en todo su volumen de forma homogénea y la superficie de un hueso real no está compuesta por prismas hexaédricos. Puesto que estos modelos se obtuvieron de tomografías realizadas sobre un hueso procedente de un cadáver, la superficie exterior del fémur se encontraba al aire libre. Por tanto, al discretizar los valores de la densidad, para la capa exterior del hueso, algunos voxeles tienen valores muy bajos. No obstante, en la siguiente imagen se puede ver un corte coronal de la cabeza del fémur y se puede apreciar como realmente, en las capas próximas al exterior, el color en la escala de grises es bastante claro indicando un alto valor de densidad. Por otra parte, en el interior del hueso los grises son más oscuros indicando que en esas zonas el hueso es esponjoso y por tanto menos denso.



Figura 3.5 Corte coronal de la cabeza de un modelo de sólidos de voxeles de un fémur

### 3.2 AutoCAD®

AutoCAD® es un programa de diseño asistido por computador desarrollado por la empresa norteamericana Autodesk™. Es ampliamente utilizado en sectores como la arquitectura, la ingeniería y el diseño industrial para crear dibujos técnicos en 2D y modelos tridimensionales.

La tecnología de AutoCAD® se basa en la aplicación de geometría y herramientas de dibujo para crear representaciones precisas de objetos. También ofrece una amplia gama de herramientas de edición, que permiten realizar modificaciones en los elementos del dibujo. Además, proporciona herramientas avanzadas para la creación y modificación de curvas, superficies y sólidos en 3D, lo que permite crear modelos tridimensionales detallados.

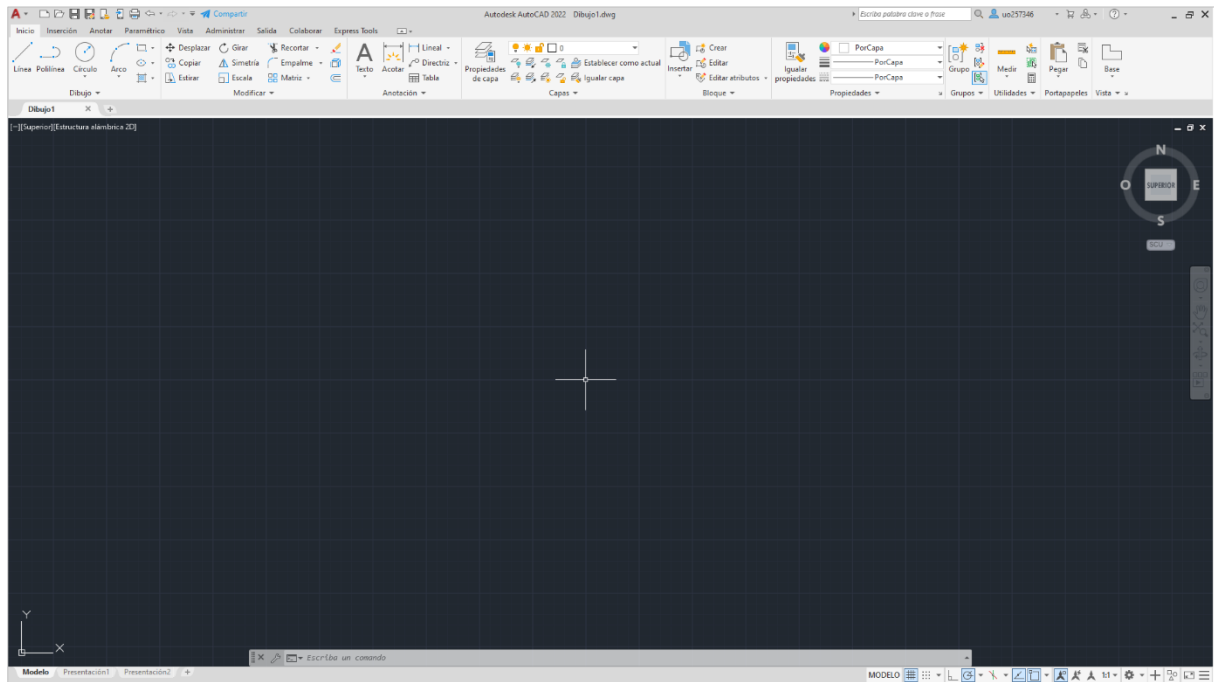


Figura 3.6 Interfaz de AutoCAD® 2022

En este proyecto, se utiliza AutoCAD® no como una herramienta de dibujo 2D sino como una herramienta de modelado tridimensional. Entre las características de AutoCAD® se encuentra la capacidad llevar a cabo operaciones de suma, resta e intersección de sólidos que resultan de gran conveniencia para este trabajo.

Aprovechando los modelos de voxes generados con modVOX®, se utilizará AutoCAD® para generar modelos de sólidos de estos y llevar a cabo una serie de procedimientos que permitan calcular la resección ósea producida por un implante.

Se ha elegido esta herramienta y no otras alternativas debido a su compatibilidad con el resto de las herramientas que se describen en este apartado, así como por su potencia. En este caso en concreto, se dispone de una licencia educativa para utilizar AutoCAD®. Esta, permite disponer de una versión para estudiantes que es funcionalmente idéntica a la versión comercial completa.

### 3.3 Tecnología ActiveX®

ActiveX® es una tecnología desarrollada por Microsoft® que permite la creación y el uso de componentes reutilizables en entornos de programación. Se utiliza principalmente en el desarrollo de aplicaciones para entornos de Windows® y permite la interoperabilidad entre diferentes programas.

Es una tecnología basada en la arquitectura del Modelo de Objetos de Componentes (COM) y que, entre sus muchas aplicaciones, en este contexto en concreto se aprovechará para automatizar tareas y operaciones en AutoCAD®. Para poder aprovechar esta herramienta, además de disponer de un ordenador con AutoCAD® instalado, es necesario descargar e instalar el módulo de Microsoft® VBA (Visual Basic for Applications) para AutoCAD® disponible en la página web de Autodesk™.

De este modo, se puede tener acceso a los distintos objetos de AutoCAD®, cada uno con sus distintos métodos, propiedades y eventos y automatizar cualquier tipo de tarea desde un programa externo. En el capítulo 5 *Implementación* se explican con mayor detalle los objetos y las funciones que se utilizan para implementar la metodología propuesta.

### 3.4 Entorno de programación

El entorno de programación que se ha decidido utilizar para este proyecto es Visual Studio® 2017, una herramienta desarrollada por Microsoft® para la creación y el desarrollo de software. Cuenta con un editor de código inteligente y altamente personalizable que admite múltiples lenguajes de programación, como C#, Visual Basic, C++, JavaScript y más. El editor ofrece resaltado de sintaxis, sugerencias de código, corrección automática, refactorización de código y capacidades de búsqueda avanzadas.

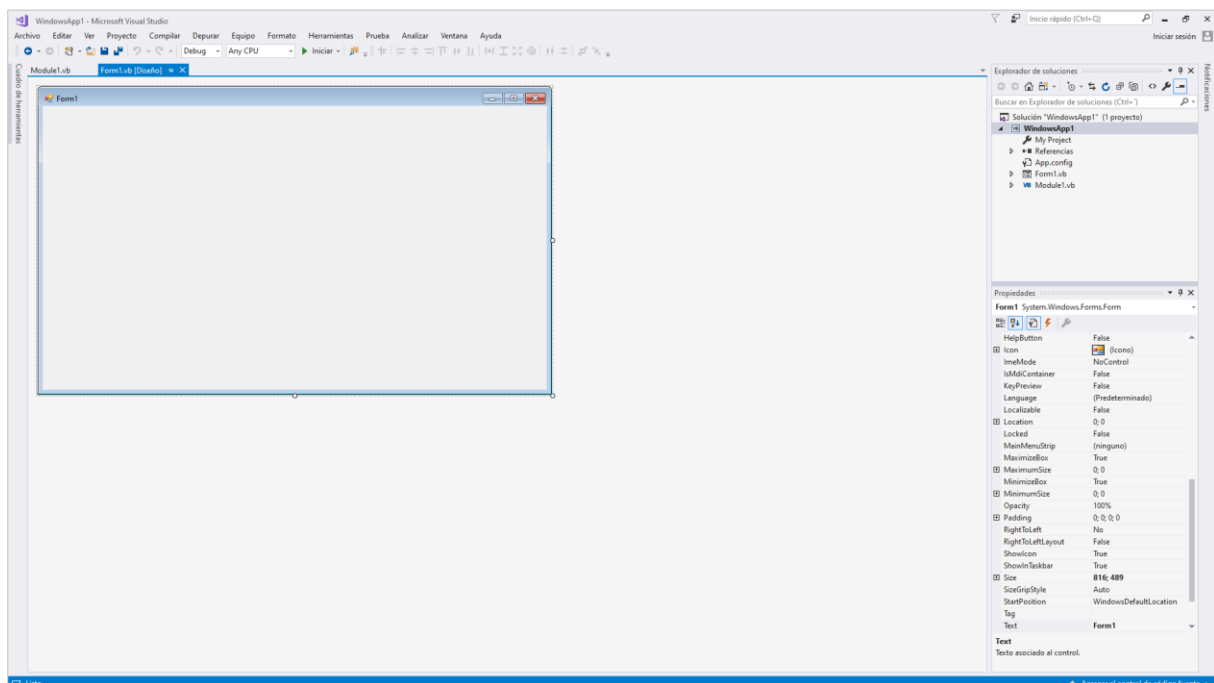


Figura 3.7 Interfaz de Visual Studio® 2017

También incluye potentes herramientas de depuración que permiten detectar y corregir errores en el código escrito. Se pueden establecer puntos de interrupción, inspeccionar variables y el estado del programa, seguir la ejecución paso a paso y monitorear el rendimiento para identificar y solucionar problemas. Se ha decidido utilizar este entorno de programación y no otro debido a su compatibilidad para implementar la tecnología de automatización de ActiveX®.

Como se ha indicado previamente, Visual Studio® permite a sus usuarios programar en distintos lenguajes de entre los cuales se ha elegido Visual Basic para implementar la metodología propuesta. Se trata de un lenguaje de alto nivel con una sintaxis sencilla que además facilita la programación de interfaces de usuario.

Se podría argumentar el uso de C# como alternativa a Visual Basic, al tratarse de un lenguaje de programación que ha crecido en popularidad en los últimos años y puede ser escrito en el IDE de Microsoft® de uso libre Visual Studio® Code. No obstante, la mayor parte de la bibliografía que documenta la aplicación de la tecnología ActiveX® a AutoCAD® está escrita para utilizar Visual Basic, así como toda la documentación disponible en la página web de Autodesk™ sobre la tecnología ActiveX® y AutoCAD® hace referencia a VBA, cuya sintaxis es similar a la de Visual Basic.

Al contrario que con AutoCAD®, Visual Studio® no dispone de licencias educativas para estudiantes a excepción de la versión Visual Studio® Community, que no dispone del lenguaje Visual Basic. No obstante, las versiones Visual Studio® Professional y Visual Studio® Enterprise, si cuentan con el lenguaje de programación Visual Basic y disponen cada una de una versión de prueba de 90 días con acceso completo al IDE.

### 3.5 Autodesk™ Inventor®

Autodesk™ Inventor® es un software de diseño asistido por computadora desarrollado, al igual que AutoCAD®, por Autodesk™. La tecnología de Autodesk™ Inventor® se basa en el modelado paramétrico, lo que quiere decir que los modelos se crean mediante la definición de parámetros y relaciones entre las diferentes características de diseño. Esto permite realizar cambios rápidos y automáticos en el diseño, lo que resulta especialmente útil durante el proceso de iteración y refinamiento del diseño.

Entre las principales características de Inventor, destacan una amplia gama de herramientas para crear geometría 3D, así como la capacidad de crear ensamblajes virtuales, donde múltiples objetos pueden ser posicionados y relacionados entre sí. Por otra parte, Inventor® también dispone de herramientas de simulación y análisis de elementos finitos para evaluar el comportamiento de los diseños creados.

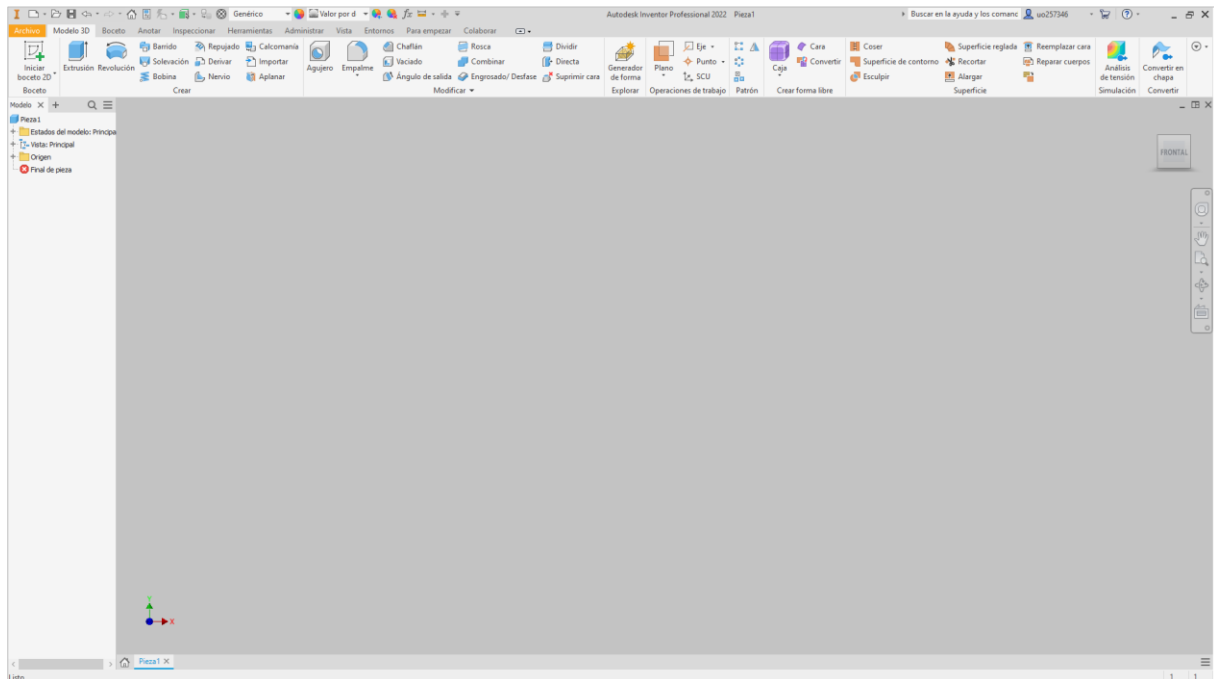


Figura 3.8 Interfaz de Autodesk™ Inventor® Professional 2022

En este proyecto en concreto, Inventor® ha sido la herramienta empleada para modelar los implantes con los que se calculará la resección de los modelos de sólidos de voxels. La selección de esta herramienta frente a alternativas como Solid Edge® o SolidWorks® se ha debido principalmente a dos motivos, la disposición de la licencia educativa de Autodesk™ y la interoperabilidad con AutoCAD®. Al igual que para AutoCAD®, la Universidad de Oviedo dispone de licencias educativas para que sus alumnos tengan acceso a este programa. En este caso, Autodesk™ permite que los estudiantes puedan utilizar una versión de Inventor sin ningún tipo de restricción.

La otra razón por la cual se ha seleccionado Inventor como herramienta de modelado paramétrico es debido a su compatibilidad con AutoCAD®. Ambos programas son distribuidos por la compañía estadounidense Autodesk™. por lo que el ecosistema de trabajo entre ambas se vuelve más fluido. La capacidad de transferencia de datos, así como la facilidad a la hora de importar archivos de uno a otro reduce la aparición de errores y facilita el trabajo.

# 4 Metodología

En este capítulo se describe el conjunto de procedimientos que compone la metodología que se propone en este TFM. Inicialmente se exponen las bases y fundamentos de la metodología propuesta. A continuación, se describen los principales elementos que intervienen en la resección, denominados agentes de la resección. Por último, se enumeran los pasos de la metodología algorítmica y se recogen en un diagrama de flujo.

## 4.1 Fundamentos

El motivo por el cual se ha decidido plantear una metodología algorítmica en vez de utilizar modelos matemáticos para determinar la resección ósea es debido a la variabilidad estocástica que presenta el tejido óseo. Al igual que en la Tesis Doctoral que inspiró este TFM, pese a que los huesos de los individuos de una misma especie presenten semejanzas en su forma y estructura no existen dos idénticos. Es por esto por lo que resulta imposible encontrar una solución al problema que se pretende resolver que no sea un procedimiento (metodología) algorítmico.

Para conseguir una buena aproximación de la estructura y propiedades del tejido óseo, en esta investigación se utilizan modelos de voxeles de huesos humanos reales. Como se ha indicado con anterioridad, la información que contiene cada voxel puede ser transformada en valores de densidad.

Como se ha citado, el hueso está formado principalmente por tejido cortical (hueso duro de mayor densidad) y tejido esponjoso (hueso blando de menor densidad) distribuyéndose el tejido cortical por la periferia y el esponjoso por el interior del hueso. Es por esto por lo que, aplicando una metodología que determine la resección ósea sobre modelos voxeles, no solo se puede llegar a conocer el volumen de hueso que se reseca sino también las propiedades de ese hueso resecado.

En las intervenciones quirúrgicas, al introducirse los implantes en el seno del hueso, se pretende anclar este resecando tejido esponjoso y compacto manteniendo la mayor cantidad posible de ambos para conservar en la medida de lo posible la rigidez del hueso y no dañar en exceso la médula ósea en algunos casos. Una metodología de determinación de la resección de estas características facilita la tarea de diseño de implantes ya que se podrán diseñar de tal forma que resequen la cantidad justa de hueso necesaria para garantizar una rigidez adecuada del hueso original y un correcto ajuste de la prótesis.

La metodología propuesta es de uso general, para cualquier intervención médica en la que sea necesario introducir en el tejido óseo un implante y reseca un determinado volumen de hueso. En este TFM, al igual que se hizo con la Tesis Doctoral que lo originó, se aplicará la metodología para realizar una artroplastia de cadera virtual.

Para contextualizar, cabe destacar que una artroplastia es una *“operación quirúrgica que tiene por objeto la reconstrucción de una articulación destruida o anquilosada, mediante la resección de las superficies articulares y la interposición de una prótesis para recuperar la función y suprimir el dolor”* [4]. Teniendo esto en cuenta, para aplicar la metodología de determinación de la resección ósea se utilizarán modelos de sólidos de voxeles de un fémur y modelos de sólidos de implantes de cadera.

## 4.2 Agentes de la resección

Existen varios procedimientos médicos en los que se reseca un determinado volumen de tejido óseo para introducir un implante en el seno del hueso. Como se ha señalado previamente, las artroplastias son uno de ellos, aunque existen otros como pueden ser las artrodesis o ciertos procesos de recuperación tras una fractura ósea. Para concretar una metodología de determinación de la resección ósea general se ha considerado necesario definir tres elementos fundamentales, designados como agentes de la resección. Estos elementos son el modelo del hueso –de voxeles-, los implantes y los objetos supresores de hueso (OSH). Los dos últimos agentes citados tienen la función de reseca tejido óseo y resultan esenciales para simular con fidelidad una intervención quirúrgica en la que se inserte un implante en el seno de un hueso –con la finalidad de determinar la resección ósea producida.

Puesto que ya se han establecido las características del modelo óseo –el primer agente de la resección-, en este apartado solo se tratará sobre los otros dos: los implantes y los objetos supresores de hueso.

### 4.2.1 Implantes

Un implante es un dispositivo médico diseñado para sustituir, sostener o incluso mejorar una estructura biológica ausente, dañada o existente respectivamente. Los implantes quirúrgicos son aquellos que palian o solventan problemas del sistema musculoesquelético. Para la metodología propuesta tan solo resultan de interés aquellos que resecan parte del tejido óseo, lo que incluye desde clavos o tornillos hasta implantes de cadera u otra articulación. En la siguiente imagen se puede ver un implante utilizado para reparar una fractura ósea del antebrazo.

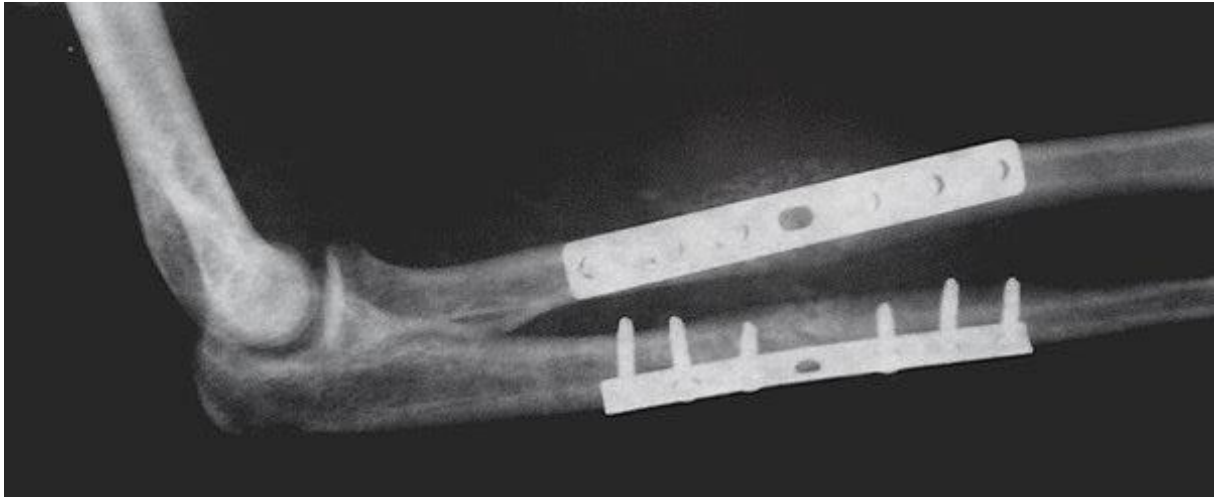


Figura 4.1 Radiografía de un antebrazo con unos implantes para reparar fracturas de cúbito y radio

Puesto que la metodología propuesta se ha aplicado –a efectos de validación– para el caso concreto de artroplastias de cadera, los modelos virtuales de implantes que se utilizan son modelos de sólidos de implantes de cadera. Estos tres modelos pueden verse en la siguiente imagen.

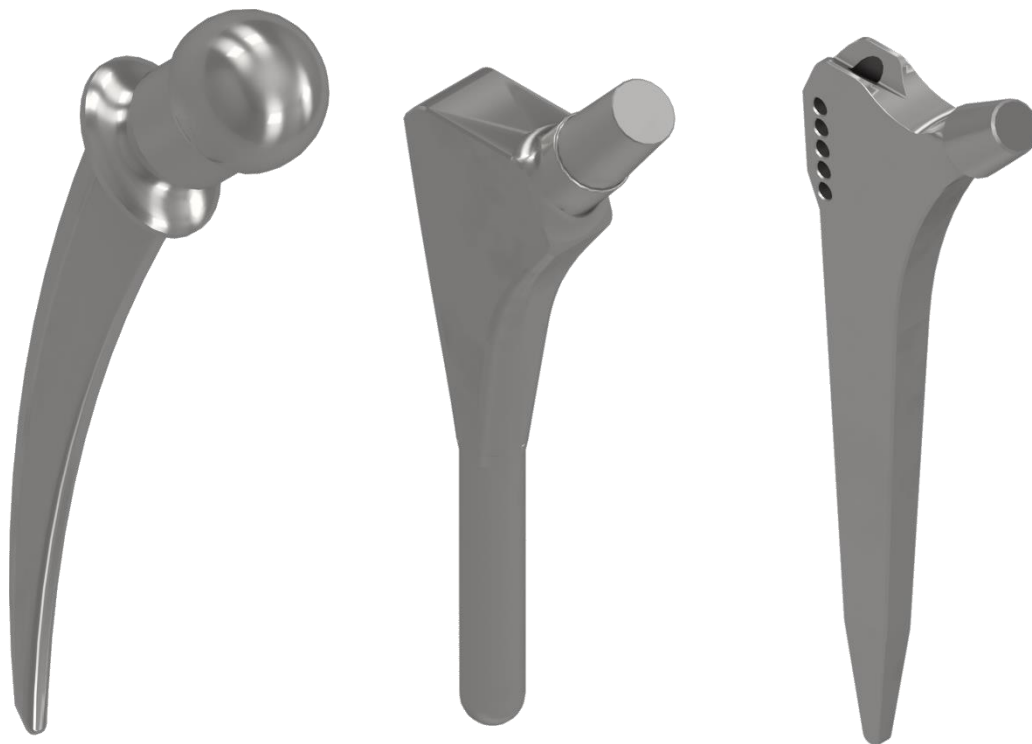


Figura 4.2 Implantes de cadera Charnley (izquierda), Furlong Active (centro) y Zweymüller (derecha)

Se ha decidido utilizar estas representaciones aproximadas de tres modelos implantes de cadera comerciales para tener distintos modelos con los que hacer pruebas. Estos implantes han



sido modelados con el programa de modelado paramétrico Autodesk™ Inventor® utilizando como referencia datos públicos de sus versiones reales. Su geometría y dimensión han sido representadas de forma aproximada puesto que el diseño de implantes no es el objeto de estudio en este TFM. Tan solo se requiere una representación aproximada con la que poder aplicar la metodología. A efectos prácticos se podría haber utilizado un simple modelo de sólidos cilíndrico para probar la metodología. No obstante, para que la presentación de los resultados se aproximase más a lo que sucedería utilizando un diseño de implante comercial se ha optado por utilizar estas representaciones aproximadas.

#### 4.2.2 Objetos supresores de hueso

Cuando se pretende introducir un implante en el seno de un hueso, resulta necesario seccionar el tejido óseo sobre el que se va a operar. Las características individuales de cada paciente, así como el estado en que se encuentre el hueso hacen que el seccionamiento sea distinto para cada individuo e intervención. En el caso de las artroplastias de cadera se reseca la cabeza del fémur para poder introducir el implante en el seno del hueso y devolver la funcionalidad a la articulación. En otras intervenciones como pueden ser las artroplastias de rodilla, para poder acomodar el implante en el hueso, es necesario reseca previamente tanto la tibia como el fémur, todo depende del implante que se vaya a colocar y del estado previo del tejido óseo.

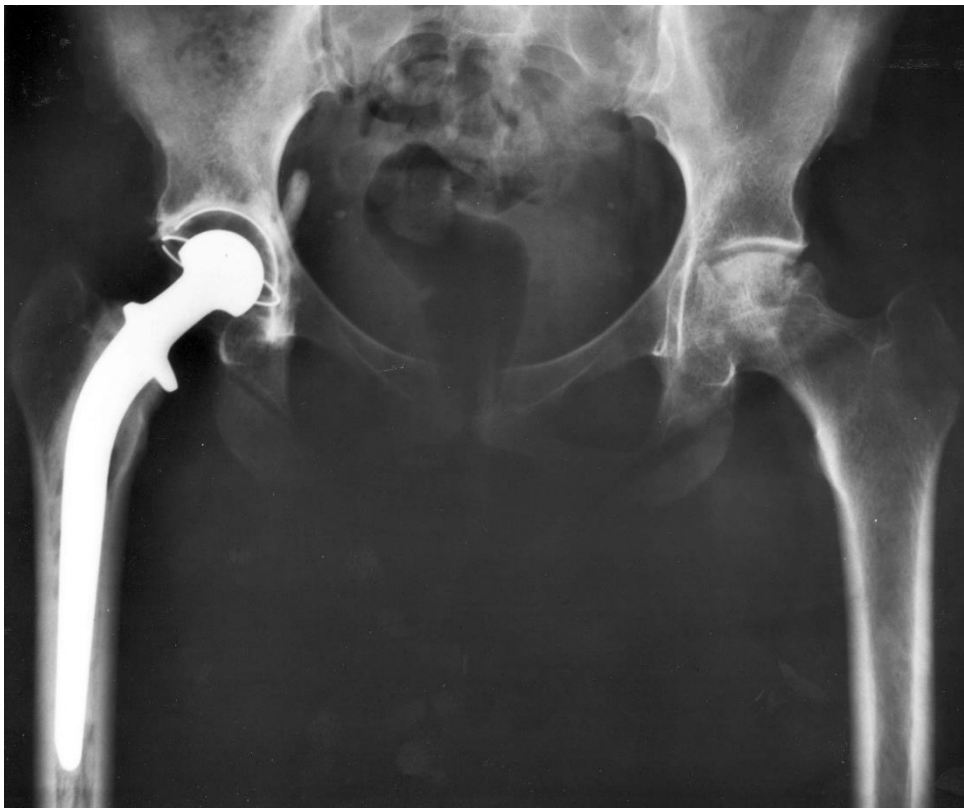


Figura 4.3 Radiografía de una pelvis que presenta un reemplazo total de la articulación de la cadera

En la imagen anterior puede verse una radiografía de una cadera tras haber sido sometida a una artroplastia. Se puede apreciar como en el fémur derecho se reseca la cabeza femoral para permitir la inserción del implante en el hueso y conseguir así la recuperación de la funcionalidad de la articulación dañada.

Es por esto por lo que para desarrollar la metodología de determinación de la resección ósea se ha decidido definir el concepto de **objeto supresor de hueso (OSH)**. Puesto que la metodología propuesta se desarrolla para espacios virtuales, se entiende entonces como OSH a un volumen virtual cuya posición y forma respecto al tejido óseo se establecen de tal forma que la porción de hueso contenida por el mismo sea equivalente a la que se resecaría para seccionar el hueso en el procedimiento previo a la inserción del implante en una intervención quirúrgica. En la siguiente imagen se puede ver como se llevaría a cabo el proceso de resección de la cabeza femoral, con un OSH prismático, con un modelo de sólidos de voxels de un fémur.

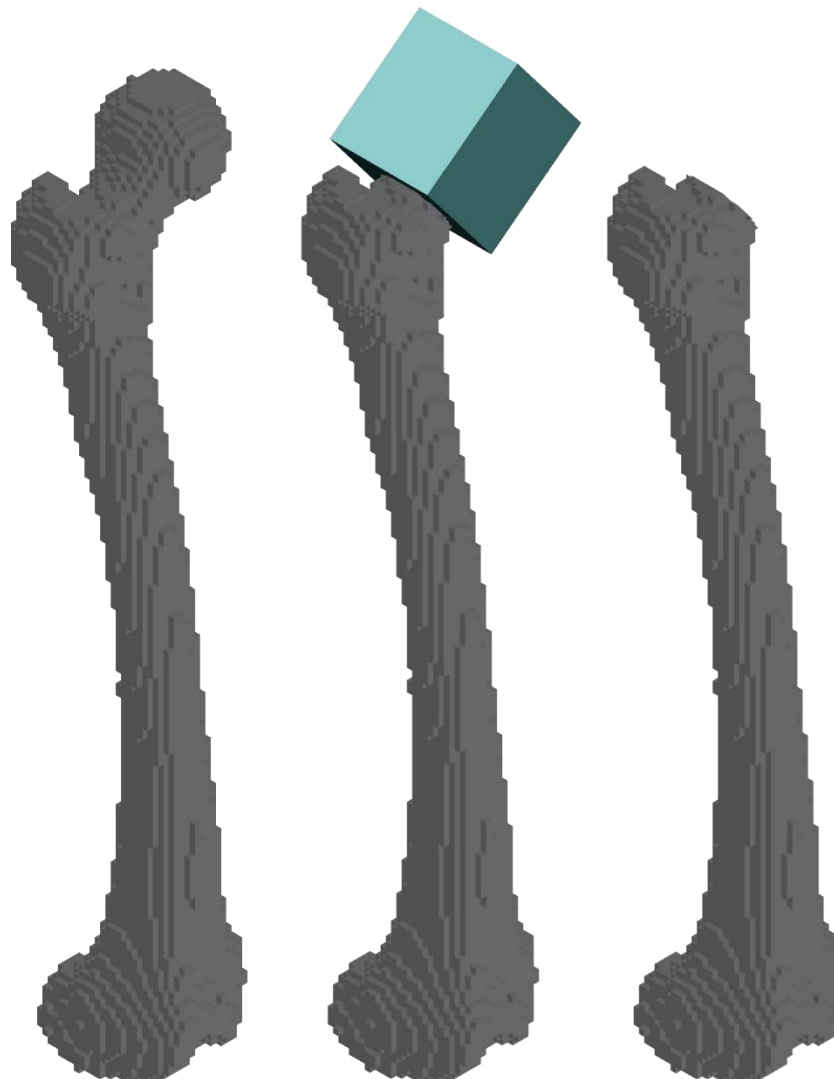


Figura 4.4 Resección de la cabeza femoral de un modelo de sólidos de voxels de un fémur utilizando un OSH

Partiendo del modelo de sólidos del hueso, se sitúa el OSH de tal forma que contenga el volumen de tejido óseo que se quiera reseca. El posicionamiento del OSH no se lleva a cabo de forma arbitraria, sino que sigue un método, en el apartado 4.3.2 *Métodos* se explica con detalle. Una vez posicionado, se reseca el volumen contenido simulando de este modo el seccionamiento del tejido óseo llevado a cabo durante el paso previo a la inserción del implante. Se ha utilizado un prisma rectangular como OSH ya que de este modo se simula el corte que realizaría un cirujano con una sierra para reseca la cabeza femoral. No obstante, se pueden utilizar sólidos con una geometría más compleja si fuera necesario para otras intervenciones en que el seccionamiento previo del hueso fuese distinto.

Para modelar los OSH, debido a que tienen una geometría más simple que los implantes, se ha decidido modelarlos utilizando AutoCAD®. Al generar el OSH en AutoCAD® en el mismo archivo en que se encuentra el modelo de sólidos de voxels se puede ajustar su posición respecto al modelo del tejido óseo con facilidad.

## 4.3 Estructuración

Una vez descritos los fundamentos de la metodología y analizados los principales elementos que intervienen en ella, se puede describir su formulación algorítmica –o estructuración en forma de algoritmo. La metodología propuesta de determinación de la resección ósea ha sido concebida teniendo en cuenta las herramientas informáticas con las que iba a ser aplicada. La cantidad de información que ha de procesarse hace que resulte imposible emplear una alternativa distinta a los medios informáticos. Debido a esto, se presenta la metodología como un algoritmo, es decir, una serie ordenada y finita de pasos que conduce a la determinación de la resección ósea.

### 4.3.1 Datos

El conjunto de datos de esta metodología está formado por tres elementos, el primero y fundamental es el modelo virtual del tejido óseo que, en la metodología propuesta será un modelo de sólidos de voxels. Estos modelos han sido generados con el programa modVOX® y proporcionan información acerca de las propiedades físicas del hueso. En concreto, los modelos de sólidos de voxels para la aplicación práctica de una artroplastia de cadera, son modelos virtuales de un fémur.

Los elementos restantes que intervienen en la metodología son los agentes de resección. Para su representación se han utilizado modelos de sólidos, tanto de los implantes como de los OSH. No obstante, las dimensiones y formas de los implantes y los OSH serán competencia del usuario de la metodología, quien estimará oportuno el tipo de implante que vaya a utilizar y el volumen de tejido óseo que desee reseca con un OSH. En el caso en particular de la aplicación práctica que se va a llevar a cabo se utilizarán implantes de cadera y OSH que supriman la cabeza femoral del hueso.

### 4.3.2 Métodos

El conjunto de ordenado de métodos, que se enumeran y describen en este apartado, constituye la base del algoritmo con el que se ha implementado la metodología propuesta. Son los siguientes:

#### 1 Generación de un modelo de sólido de voxeles

Se comenzará generando un modelo de sólidos de voxeles, ya que la metodología de posicionado de implantes lo requiere. A partir de los archivos de datos de los modelos de voxeles se puede generar en AutoCAD® un modelo de sólidos de este. La generación del modelo se ha automatizado, de tal forma que el fémur se genera voxel a voxel de abajo arriba. Así, se van generando capas de voxeles, comenzado por los cóndilos y terminando en la cabeza femoral. Cuando se representa un voxel en AutoCAD® se colorea en una escala de grises asociada al nivel de brillo de dicho voxel. De este modo, el modelo de sólidos queda representado en una escala de grises [255] mostrando aquellos voxeles de mayor densidad con un gris más claro que los que tengan menor densidad.

#### 2 Posicionado del implante

Aplicando la metodología desarrollada en la Tesis que inspira este TFM, implementada en el programa modVOX®, se obtiene la posición del implante que produce menor resección. El implante debe situarse en esta posición de menor resección en AutoCAD®, en el mismo archivo en que se encuentre el modelo de sólidos de voxeles. Esta es la forma en que se va a proceder en esta aplicación práctica de artroplastia de cadera. No obstante, existe la posibilidad de situar el implante libremente, de forma manual o empleando cualquier otra metodología.

#### 3 Posicionado del OSH

El o los OSH que se deseen incluir en el proceso de resección, se posicionarán de forma manual respecto al tejido óseo donde el usuario que aplique esta metodología estime oportuno, para que el volumen de hueso que se reseque con los OSH se asemeje lo máximo posible al volumen que se retiraría en la etapa previa a la inserción del implante.

Como se ha indicado previamente en esta memoria, cada hueso es único, y las condiciones de cada paciente también, por lo que no existe un procedimiento que determine la posición óptima de los OSH. Es un cirujano quien, en la práctica, debe juzgar como seccionar el hueso en el paso previo a la inserción del implante de acuerdo con el estado único y particular del tejido óseo que presente el paciente. Es por esto por lo que, al contrario que con los implantes, los OSH se posicionan de forma manual.

Cabe destacar que esta etapa de posicionado del OSH es opcional. No todas las intervenciones quirúrgicas en las que se coloca un implante requieren seccionar el tejido óseo o tal

vez se quiera emplear esta metodología en estudios que únicamente consideren la resección del implante.

#### 4 Interferencia entre OSH y el modelo de sólidos de voxeles

Una vez posicionados los agentes de la resección respecto al modelo virtual del hueso, a medida que se genera el modelo de sólidos del hueso voxel a voxel, se comprobará la interferencia entre cada voxel del tejido óseo y el OSH. Esto se debe a que se trata de simular con la mayor fidelidad posible lo que sucedería en una intervención quirúrgica real y el paso previo a la inserción del implante es el del seccionamiento del hueso. Por tanto, se determinará primero la resección que produce el OSH sobre cada voxel. Pueden darse tres situaciones, que el voxel sea totalmente resecaado por el OSH, en cuyo caso se almacenarán los resultados pertinentes y se pasará a comprobar la interferencia con otro voxel, o que el voxel quede sin resecaar o sea resecaado parcialmente. En caso de que quedase el voxel completo o alguna porción de este sin resecaar, al igual que en el caso anterior, se almacenará esta información y se procederá con el siguiente paso de la metodología.

#### 5 Interferencia entre el implante y el modelo de sólidos de voxeles

De igual modo que se estudia la interferencia a medida que se genera el modelo de sólidos del hueso con el OSH, se hace lo mismo con el implante. Con aquellos voxeles que no hayan sido resecaados por el OSH o tan solo hayan sido resecaados parcialmente, se comprobará su interferencia con el implante. Al igual que en el caso anterior, pueden darse tres situaciones, que el voxel sea total o parcialmente resecaado o que quede sin resecaar. En todos estos casos se almacenarán los resultados de la resección para su posterior tratamiento.

En cuanto a los resultados almacenados, estos tienen en cuenta si el voxel ha sido resecaado total o parcialmente o ha quedado sin resecaar, así como si ha sido resecaado por el OSH, por el implante o por ambos conjuntamente, junto con el volumen resecaado. No obstante, la categorización de los resultados se explica con mayor detalle en el apartado *5.2.3 Registros de resultados*.

A continuación, se muestra un diagrama de flujo en el que se incluyen los pasos de la metodología propuesta.

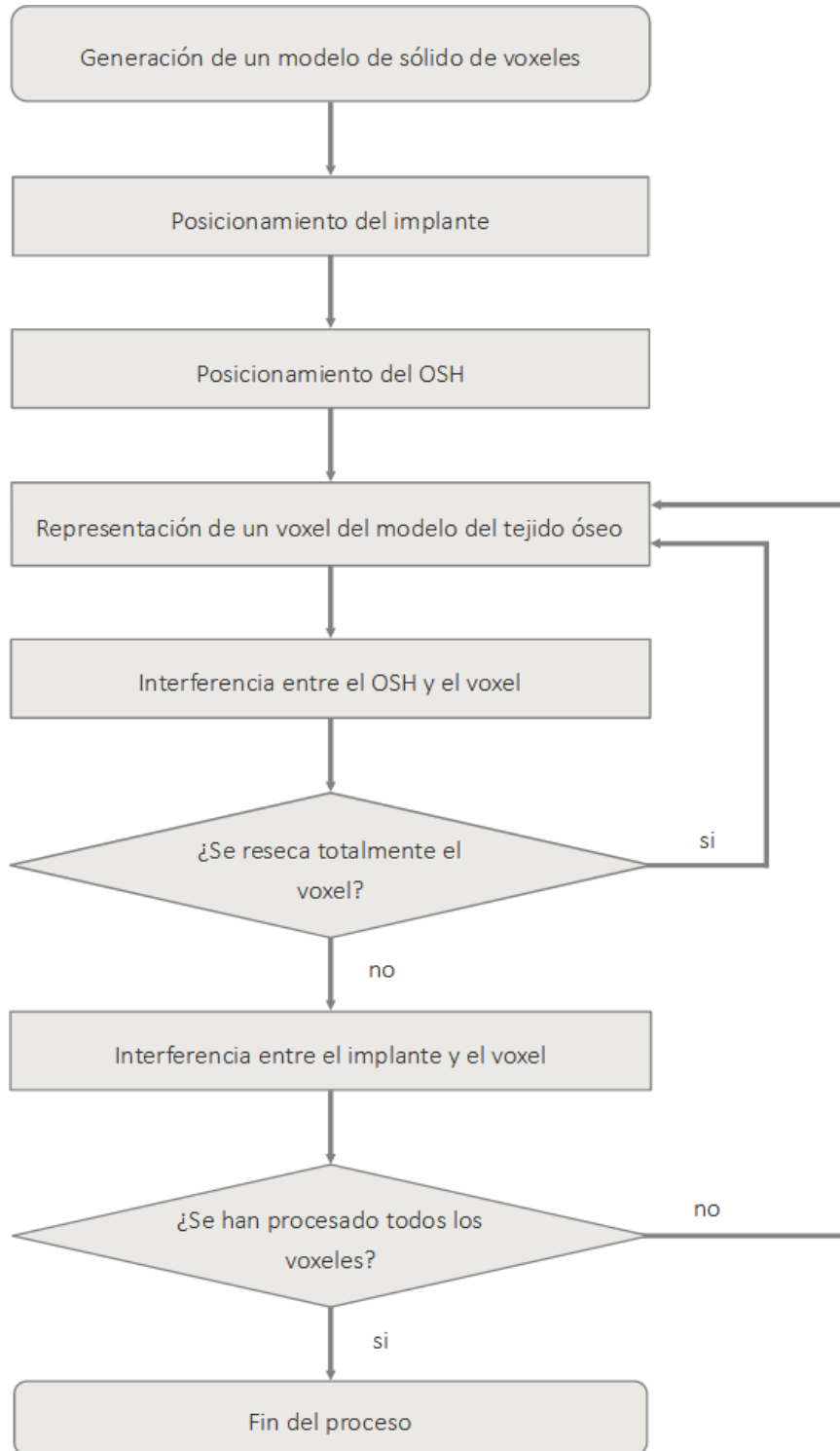


Figura 4.5 Diagrama de flujo de la formulación algorítmica de la metodología de determinación de la resección

## 5 Implementación

En este capítulo se describe detalladamente el funcionamiento y la utilización de **calRES**, el programa con el que se ha implementado la metodología de determinación de resecciones propuesta. Primeramente, se describen la forma en que el programa se enlaza con AutoCAD y el modelo de objetos de AutoCAD. A continuación, se detalla la estructura de datos que utiliza **calRES** y las rutinas que lo conforman. Por último, se enumeran y describen los pasos que se han de seguir a la hora de utilizar **calRES**.

### 5.1 Tecnología de interacción con AutoCAD

En este apartado se describe la estructura del modelo de objetos de AutoCAD, la forma de referenciarlos y los objetos que se utilizan para implementar la metodología propuesta. Los objetos de AutoCAD están estructurados de forma jerárquica permitiendo acceder a los objetos desde un objeto raíz. Aprovechando esta estructura se puede automatizar la ejecución de órdenes en AutoCAD y monitorizar procesos que, realizados de forma manual, consumirían en comparación mucho más tiempo.

#### 5.1.1 Referencias de objetos

Para poder automatizar AutoCAD® es necesario enlazarlo, previamente, con el programa (**calRES**) que le envía las órdenes. La versión de AutoCAD® con la que se ha implementado la metodología propuesta en este TFM es AutoCAD® 2022. Para poder ejecutar **calRES** es necesario, además de disponer de esta versión de AutoCAD® instalada en el mismo computador, instalar el módulo de habilitación de VBA en AutoCAD®, que puede descargarse de la página web de Autodesk™. Además, para enlazar **calRES** con AutoCAD® se debe incluir, en el entorno de programación, un enlace con el archivo biblioteca **acax24enu.tlb**, y referenciar las bibliotecas **Interop.AutoCAD.dll** e **Interop.AXDBLib.dll**. Garantizando todas estas condiciones, el programa **calRES** podrá ser ejecutado en la versión de Microsoft® Windows 10 o superiores.

#### 5.1.2 Modelo general de objetos

El componente principal de la tecnología ActiveX® es el objeto. Cada objeto expuesto representa una funcionalidad concreta de AutoCAD®. Existen muchos tipos de objetos en la interfaz ActiveX® de AutoCAD®, lo que incluyen desde objetos gráficos, como líneas, arcos o texto, hasta objetos de estructuras organizativas como capas, grupos o bloques, incluso el propio programa AutoCAD® es un objeto.

Estos objetos están estructurados de forma jerárquica siendo el objeto *Aplicación* la raíz de todos ellos. Esta estructura jerárquica denominada *Modelo de Objetos* provee información acerca del objeto que proporciona acceso al siguiente nivel de objetos –si fuera el caso.

En el modelo de objetos de automatización ActiveX® de AutoCAD®, el objeto *Aplicación* es el objeto raíz. Desde él, se puede acceder a cualquiera de los otros objetos, o a las propiedades o métodos asignados a ellos. Por ejemplo, el objeto *Aplicación* tiene una propiedad *Preferencias* que devuelve el objeto de mismo nombre. Este objeto proporciona acceso a la configuración almacenada en el registro del cuadro de diálogo *Opciones*. Otras propiedades del objeto *Aplicación* dan acceso a datos específicos del programa, como el nombre y la versión, el tamaño, la ubicación o la visibilidad de AutoCAD®. Los métodos del objeto *Aplicación* realizan acciones específicas del programa, como listar, cargar y descargar aplicaciones ADS y macros ARX de AutoCAD®.

El objeto *Documento* que, a efectos prácticos, es un dibujo de AutoCAD®, se encuentra en la colección de documentos y proporciona acceso a todos los objetos gráficos y a la mayoría de los no gráficos de AutoCAD®. El acceso a los objetos gráficos (líneas, círculos, arcos, etc.) se proporciona a través de las colecciones del espacio modelo y del espacio papel y el acceso a los objetos no gráficos (capas, tipos de línea, estilos de texto, etc.) se proporciona a través de colecciones con nombres idénticos o similares.

Los *objetos gráficos*, también conocidos como *entidades gráficas*, son objetos visibles tales como líneas, arcos o circunferencias, que componen un dibujo. Estos objetos se pueden crear utilizando el constructor apropiado y si se desea modificarlos o referenciarlos, se deben utilizar sus propiedades o métodos. Cada objeto gráfico dispone de métodos que permite realizar la mayoría de órdenes de edición de AutoCAD®, como copiarlo o moverlo. Los objetos gráficos tienen propiedades típicas como Capa, Tipo de Línea o Color. También tienen propiedades específicas, dependiendo de su tipo de objeto, como Centro, Radio o Área.

Los objetos no gráficos son los objetos invisibles (informativos) que forman parte de un dibujo, como pueden ser las Capas, Tipos de línea o Conjuntos de Selección. Para poder crearlos también debe utilizarse el constructor adecuado de la colección matriz del objeto y al igual que los objetos gráficos, los objetos no gráficos también disponen de propiedades y métodos propios.

### 5.1.3 Objetos utilizados

Para implementar la metodología propuesta en este TFM se han utilizado tanto objetos gráficos como objetos no gráficos de AutoCAD®. Como resulta obvio, ha sido necesario utilizar los objetos *Aplicación* y *Documento* para poder inicializar el programa y disponer de un dibujo en el que incluir los objetos gráficos involucrados en la resección.

Los modelos de sólidos del implante y del OSH y cada voxel del modelo de sólidos del tejido óseo son objetos del tipo *Sólido 3D*. El OSH y el implante no se generan de forma automática,



sino que es el usuario quien debe modelarlos e incluirlos en el dibujo. Sin embargo, la generación de voxes sí que está automatizada y para ello se utiliza un método del objeto *Documento* que permite incluir en el espacio modelo un prisma rectangular especificando la coordenada de su centro geométrico y sus dimensiones. Al ser el implante, el OSH y los voxes objetos *Sólidos 3D* disponen de métodos que permiten realizar operaciones booleanas de resta e intersección de sólidos que resultan de gran conveniencia para la implementación de la metodología.

Los Sólidos 3D también cuentan con la propiedad *Volumen* que, como su propio nombre indica permite conocer el volumen de dicho *Sólido 3D*, y también resulta provechoso para determinar la resección ósea. Puesto que la generación del implante y del OSH no está automatizada es necesario utilizar objetos del tipo Conjunto de Selección para que resulten accesibles una vez se encuentran en el espacio de trabajo de AutoCAD®. Este tipo de objeto permite seleccionarlos y trabajar con ellos como Sólidos 3D.

Como se ha descrito con anterioridad, los modelos de voxes del tejido óseo que se emplean en esta metodología tienen asociada información de sus propiedades físicas en función de su nivel de brillo. Para aprovechar esta característica, se utilizan los objetos *Capa* y *Color*. Con el objeto *Capa* se pueden agrupar aquellos voxes que tengan un mismo nivel de brillo en una misma capa y con el objeto *Color* se puede colorear cada voxel de acuerdo con su nivel de brillo.

Para poder ajustar un punto de vista isométrico y que el procedimiento de resección se viera con claridad se ha decidido utilizar un objeto del tipo *Ventana*. Este objeto cuenta con una serie de propiedades y métodos que permiten definir y adecuar el punto de vista del dibujo.

Por último, cabe destacar que ha sido necesario utilizar un objeto del tipo *Estado*. Este es un objeto especial que se emplea para monitorizar el estado de AutoCAD® desde aplicaciones fuera de proceso. Tan solo cuenta con un método (además del método *Aplicación* que la mayoría los objetos) denominado *Quiescente*. Este método comprueba si AutoCAD® se encuentra inactivo y listo para recibir llamadas de automatización de aplicaciones fuera de proceso. Resulta muy interesante utilizar este método puesto que, antes de enviar una orden a AutoCAD®, se puede comprobar su estado y verificar que se encuentre disponible para recibir órdenes, reduciendo así la posibilidad de que se produzcan errores.

## 5.2 Estructura de datos

En este apartado se recoge la estructura de datos que se emplea en la implementación de la metodología de determinación de la resección ósea propuesta. Las principales variables globales del programa se dividen en tres grupos, aquellas relacionadas con el modelo de voxes, los objetos de AutoCAD® y los registros de resultados.

### 5.2.1 Parámetros del modelo de voxeles

Los archivos de modelo de voxeles, además de disponer de la información de brillo de cada voxel cuentan con una serie de parámetros necesarios para generar el modelo de sólidos de voxeles y calcular la densidad asociada a cada voxel utilizando la fórmula de Carter y Hayes.

Variable	Tipo	Unidad	Descripción
Resvox	Double	mm	Tamaño de la arista de cada voxel
NumVox	Integer	-	Número total de voxeles de un modelo de voxeles
BrilloMin	Single	-	Valor mínimo de brillo de una tomografía
BrilloMax	Single	-	Valor máximo de brillo de una tomografía
HUmin	Single	HU	Valor inferior de unidades HU de una tomografía
HUmax	Single	HU	Valor superior de unidades HU de una tomografía
ca_lmin   ca_lmax	Integer	Índice	Índice I inf sup de la caja de abarque del modelo
ca_jmin   ca_jmax	Integer	índice	Índice J inf sup de la caja de abarque del modelo
ca_kmin   ca_kmax	Integer	índice	Índice K inf sup de la caja de abarque del modelo
MV(i, j, k)	Byte	Brillo	Matriz de brillos de voxeles

### 5.2.2 Variables de objetos de AutoCAD

Los principales objetos de AutoCAD® utilizados para implementar la metodología propuesta se recogen en la siguiente tabla. Estos son los objetos necesarios para iniciar AutoCAD® y representar los modelos de sólidos de voxeles y los agentes de resección

Variable	Tipo	Descripción
cad_PRG	AcadApplication	Objeto que inicia el programa de AutoCAD
cad_DOC	AcadDocument	Objeto de AutoCAD que inicia un dibujo
objVoxel	Acad3DSolid	Objeto sólido 3D que representa cada voxel
objIMP	Acad3DSolid	Objeto sólido 3D que representa el implante
objOSH	Acad3DSolid	Objeto sólido 3D que representa el OSH

Además de estos objetos ha sido necesario utilizar otros, pero como variables locales dentro de una subrutina. En el apartado 5.3 *Rutinas* se describen estos otros objetos tales como el objeto Capa o Conjunto de Selección, y la forma en que han sido implementados.

### 5.2.3 Registros de resultados

Para agrupar los resultados de la resección se ha decidido utilizar registros que almacenen la cantidad de voxeles reseçados y el volumen reseçado. Este tipo de registro se ha llamado *rsc* y cuenta con cuatro variables que se describen en la siguiente tabla.

VARIABLES DE <i>rsc</i>	Tipo	Unidad	Descripción
numCMP	Integer	-	Número de voxeles completamente reseçados
numPAR	Integer	-	Número de voxeles parcialmente reseçados
volCMP	Double	g/cm <sup>3</sup>	Volumen total reseçado de voxeles completamente reseçados
volPAR	Double	g/cm <sup>3</sup>	Volumen total reseçado de voxeles parcialmente reseçados

Los resultados que se desea almacenar son los debidos a la resección producida por el OSH, por el implante y por el OSH y el implante conjuntamente. Para ello se han definido los tres registros que se pueden ver en la siguiente tabla.

Registro	Tipo	Descripción
rscOSH(255)	rsc	Resección producida por el OSH
rscIMP(255)	rsc	Resección producida por el implante
rscOSH_IMP(255)	rsc	Resección producida conjuntamente por el implante y el OSH

La categorización de los resultados se puede resumir de la siguiente manera. La distinción primaria que se hace tiene en cuenta si el voxel ha sido reseçado total o parcialmente. Considerando esto, se almacena el número de voxeles reseçados total o parcialmente y el volumen total que ha sido reseçado de estos dos tipos de voxeles. La siguiente distinción considera el agente de resección que reseca el voxel. Pueden darse tres posibles casos de resección, que el voxel sea reseçado únicamente por el OSH, que sea reseçado únicamente por el implante o que sea reseçado conjuntamente por ambos. Por último, además de las distinciones previas, se categorizan los voxeles teniendo en cuenta su nivel de brillo.

Para ejemplificar, los resultados de la resección indicarían para un determinado nivel de brillo cuantos voxeles han sido resecaados, el volumen que ha sido resecaado, la integridad de los voxeles resecaados y el agente de resección que los reseca.

## 5.3 Rutinas

En este apartado se describen las principales rutinas que conforman el programa **calRES**, en el que ha sido implementada la metodología propuesta. El nombre del programa resulta del acrónimo de las palabras **c**álculo de **r**esección. En este apartado se incluye una descripción de la gestión de la interfaz y del flujo del programa, además del pseudocódigo de las subrutinas que envían órdenes a AutoCAD® y automatizan todo el proceso de determinación de la resección. Cabe destacar que el pseudocódigo aquí incluido utiliza un código de colores con el que se destacan las instrucciones que operan con objetos AutoCAD®, para las cuales se ha decidido utilizar un color **cian** frente al resto de instrucciones de uso general, que tienen un tono **anaranjado**.

### 5.3.1 Gestión de flujo del programa

La sección de código que gestiona el flujo del programa se divide en tres bloques: la *inicialización de la interfaz*, el *inicio del programa* y la *finalización del programa*. La inicialización está definida como un evento de carga de la interfaz. Durante este evento se dimensiona y centra la interfaz respecto a la pantalla, se adecuan todas las etiquetas que mostrarán información durante la ejecución del programa y se posicionan los botones que desencadenan la secuencia de acciones que permiten determinar la resección ósea. Además, también se carga la imagen de la pantalla de créditos que se presenta durante el inicio del programa.

En el siguiente bloque, el inicio del programa, se presenta la pantalla de créditos al usuario y a continuación se le permite al usuario tomar el control del programa. Primeramente, tendrá disponible un botón que le permitirá cargar un archivo de modelo de voxeles e información acerca de cómo proceder. A partir de este momento el flujo del programa se desencadena a medida que el usuario avanza según le indica el programa en las etiquetas de información disponible.

Por último, el bloque de finalización se desencadena si el usuario decide cerrar el programa. En este caso, lo único que sucede es que si AutoCAD® se encuentra abierto, **calRES** lo cierra y, a continuación, finaliza su propia ejecución –cerrando su interfaz.

### 5.3.2 Gestión de la interfaz

La gestión de la interfaz se lleva a cabo mediante iconos que representan botones. Al usuario se le presentan uno o dos botones que desencadenan la siguiente acción del programa. Cada vez que se pulsa un botón se ejecuta alguna de las subrutinas descritas en este apartado, se actualiza la información de las etiquetas que indican al usuario acerca de cómo proceder y, en

determinadas ocasiones, se ajustan las dimensiones y el posicionado de la interfaz para que el usuario pueda interactuar con AutoCAD® mientras se ejecuta **caIRES**. Con la gestión de la interfaz también se controla la generación de histogramas que presentan al usuario la información relativa al modelo de voxeles cargado y al proceso de resección.

### 5.3.3 Lectura de modelo de voxeles

La subrutina de lectura de modelos de voxeles (**lec\_MVX**) transfiere, desde un archivo de datos ubicado en un disco, un modelo [numérico] de voxeles a la memoria RAM de la estación de trabajo que ejecuta **caIRES**. Primero, se solicita al usuario la ruta del archivo en el disco. A continuación, se leen las variables de la cabecera del modelo y, después, los niveles de brillo asociados a cada voxel del modelo. Estos niveles de brillo se almacenan en una matriz tridimensional, denominada **MV(I, J, K)**.

#### Subrutina **lec\_MVX()**

*Entrada de nombre y apertura de archivo de modelo de voxeles*

001 ENTRADA **nomArchivoMVX**  
002 APERTURA **nomArchivoMVX**

*Lectura de variables del archivo de modelo de voxeles*

003 LECTURA **ResVox**  
004 LECTURA **NumVox**  
005 LECTURA **BrilloMin**  
006 LECTURA **BrilloMax**  
007 LECTURA **HUmin**  
008 LECTURA **HUmax**  
009 LECTURA **ca\_Imin**  
010 LECTURA **ca\_Jmin**  
011 LECTURA **ca\_Kmin**  
012 LECTURA **ca\_Imax**  
013 LECTURA **ca\_Jmax**  
014 LECTURA **ca\_Kmax**

*Lectura de datos del archivo de modelo de voxeles*

015 DESDE I = **ca\_Imin** HASTA **ca\_Imax**  
016 DESDE J = **ca\_Jmin** HASTA **ca\_Jmax**

```
017     DESDE K = ca_Kmin HASTA ca_Kmax
018     LECTURA MV(I, J, K)
019     SIGUIENTE I, J, K
020     CIERRE nomArchivoMVX
021     FIN
```

### 5.3.4 Encuadre isométrico de la caja de abarque

Esta subrutina (**pos\_CAB**) establece el encuadre isométrico del modelo y posiciona la caja de abarque en el espacio de trabajo de AutoCAD®. Inicialmente, con un objeto *Ventana*, se establece el punto de vista isométrico en AutoCAD® y, a continuación, se dibuja la caja de abarque utilizando el método *AddBox(Centro, Largo, Ancho, Alto)* del objeto *Documento* utilizando las variables leídas con la subrutina **lec\_MVX()** y estableciendo su centro geométrico de tal forma que en el origen de coordenadas se posiciona una de sus esquinas inferiores, y sus aristas crecen en la dirección positiva de los ejes del espacio de trabajo. Finalmente, utilizando el método *ZoomExtents* del objeto *Aplicación*, se amplía la vista actual a la extensión del dibujo.

#### Subrutina **pos\_CAB()**

##### *Definición del punto de vista isométrico*

```
001     puntoDeVista(0) = -1
002     puntoDeVista(1) = -1
003     puntoDeVista(2) = 1
004     vistalsometricaCAD = cad_DOC.Viewports.Add()
005     vst_CAD.Direction = pto_VST
006     cad_DOC.ActiveViewport = vistalsometricaCAD
```

##### *Generación y encuadre de la caja de abarque*

```
007     centroCajaAbarque(0) = (ca_lmax - ca_lmin) * ResVox / 2
008     centroCajaAbarque(1) = (ca_jmax - ca_jmin) * ResVox / 2
009     centroCajaAbarque(2) = (ca_kmax - ca_kmin) * ResVox / 2
010     objCajaAbarque = cad_DOC.ModelSpace.AddBox(centroCajaAbarque, (ca_lmax - ca_lmin) * ResVox,
        (ca_jmax - ca_jmin) * ResVox, (ca_kmax - ca_kmin) * ResVox)
011     cad_PRG.ZoomExtents()
012     FIN
```

### 5.3.5 Generación de modelo de sólidos de voxeles

Esta es la subrutina (**gen\_MSV**) que genera el modelo de sólidos de voxeles –en el espacio de dibujo de AutoCAD®-y asigna a cada voxel un color en función de su nivel de brillo. En principio, se definen 255 capas en el dibujo activo de AutoCAD®, una para cada nivel de brillo, y se les asigna un nivel de gris estableciendo los valores de rojo, verde y azul del modelo de color RGB iguales al nivel de brillo de la capa. Esto se consigue utilizando el método *SetRGB(Rojo, Verde, Azul)* del objeto *Color* y la propiedad *TrueColor* del objeto *Capa*.

Una vez definidas las capas, el modelo de sólidos de voxeles se genera, voxel a voxel, utilizando tres bucles anidados. Primero, se determina su posición en el espacio de trabajo de AutoCAD® de acuerdo con su posición en la matriz **MV(I, J, K)** y, a continuación, se cambia la capa activa en función del nivel de brillo de dicho voxel para que tenga el color que le corresponde. Finalmente se dibuja, utilizando el método *AddBox* y, con el método *Update* del objeto *Aplicación*, se actualiza el dibujo para que el usuario pueda ver cómo se va generando el modelo de sólidos de voxeles, voxel a voxel.

Aunque con **modVOX®** ya se podían generar modelos de sólidos de voxeles, ha sido necesario incluir esta subrutina puesto que la última versión de ese programa solo puede ejecutarse en Windows 7 o versiones inferiores de Windows –debido a que había sido programado en Visual Basic 6.0.

#### Subrutina **gen\_MSV()**

##### *Generación de capas de voxeles*

```
001  DESDE Br = 1 HASTA BrilloMax
002    capa(Br) = cad_DOC.Layers.Add("Capa Br")
003    colorCapa.SetRGB(Br, Br, Br)
004    capa(Br).TrueColor = colorCapa
005  SIGUIENTE Br
```

##### *Generación de modelo de sólidos de voxeles*

```
006  Kv = (ca_Kmax - ca_Kmin) * ResVox
007  DESDE K = ca_Kmax HASTA ca_Kmin PASO -1
008    DESDE J = ca_Jmin HASTA ca_Jmax
009      DESDE I = ca_Imin HASTA ca_Imax
010        centroVoxel(0) = Resvox * I
011        centroVoxel(1) = Resvox * J
012        centroVoxel(2) = Kv - Resvox * K
```

```
013     cad_DOC.ActiveLayer = capa(MV(I, J, K))
014     objVoxel = cad_DOC.ModelSpace.AddBox(centroVoxel, ResVox, Resvox, Resvox)
015     cad_PRG.Update()
016     SIGUIENTE K, J, I
017     FIN
```

### 5.3.6 Selección de implantes

Esta subrutina (**sel\_IMP**) asigna los implantes introducidos en el espacio de trabajo de AutoCAD® a un único objeto *Sólido 3D*. Cuando los implantes se encuentren en el espacio de trabajo, el usuario deberá seleccionarlos manualmente. Se habilita el modo de selección manual con el método *SelectOnScreen* del objeto Conjunto de Selección. A continuación, se verifica que se ha seleccionado al menos un implante utilizando la propiedad *Count*, que devuelve un número entero indicando cuantas entidades tiene el conjunto. Hasta que no se haya seleccionado al menos un implante no se avanza en la ejecución del código. En el caso de que se haya seleccionado más de un implante se utiliza el método *Boolean* para agrupar todos los implantes como un único objeto Sólido 3D. Por último, el color del objeto Sólido 3D resultante se cambia a rojo para que el usuario distinga claramente que objetos ha seleccionado.

#### Subrutina **sel\_IMP()**

##### *Selección de implantes*

```
001     seleccionImplante = cad_DOC.SelectionSets.Add()
002     seleccionImplante.SelectOnScreen()
```

##### *Verificación de selección de implantes*

```
003     numImplantes = seleccionImplante.Count()
004     MIENTRAS numImplantes = 0
005         seleccionImplante.SelectOnScreen()
006     numImplantes = seleccionImplante.Count()
007     FIN MIENTRAS
```

##### *Unión de implantes seleccionados en un único sólido*

```
008     objIMP = seleccionImplante.Item(0)
009     DESDE nl = 1 HASTA numImplantes
010         objIMP.Boolean(AutoCAD.AcBooleanType.acUnion, seleccionImplante.Item(nl))
011     SIGUIENTE nl
```



```
012  objIMP.color = AutoCAD.ACAD_COLOR.acRed
013  FIN
```

### 5.3.7 Selección de objetos supresores de hueso

Esta subrutina (**sel\_OSH**) asigna los OSH introducidos o generados en el espacio de trabajo de AutoCAD® a un único objeto *Sólido 3D*. Su procesamiento es análogo al de selección de implantes. Se permite al usuario seleccionar uno o más OSH, verificando siempre que se haya seleccionado al menos uno. Finalmente agrupa todos ellos en un único objeto *Sólido 3D*. La principal diferencia con el proceso de selección de implantes es que, en este caso, el color del objeto *Sólido 3D* resultante se cambia a verde para que el usuario lo distinga claramente y no lo confunda con el implante.

#### Subrutina **sel\_OSH()**

*Selección de objetos supresores de hueso*

```
001  seleccionOSH = cad_DOC.SelectionSets.Add()
002  seleccionOSH.SelectOnScreen()
```

*Verificación de selección de objetos supresores de hueso*

```
003  numOSH = seleccionOSH.Count()
004  MIENTRAS numOSH = 0
005    seleccionOSH.SelectOnScreen()
006    numOSH = seleccionOSH.Count()
007  FIN MIENTRAS
```

*Unión de objetos supresores de hueso seleccionados en un único sólido*

```
008  objOSH = seleccionOSH.Item(0)
009  DESDE n0 = 1 HASTA numOSH
010    objOSH.Boolean(AutoCAD.AcBooleanType.acUnion, seleccionOSH.Item(n0))
011  SIGUIENTE n0
012  objOSH.color = AutoCAD.ACAD_COLOR.acGreen
013  FIN
```

### 5.3.8 Cálculo de resección ósea

La subrutina de cálculo de la resección ósea (**cal\_RES**) es, obviamente, la rutina principal del programa y la que le da su nombre. Esta subrutina comprueba, voxel a voxel, si se produce

interferencia con los agentes de resección, almacena los resultados de la resección en el registro pertinente y actualiza los gráficos de la interfaz durante el proceso de resección.

Para entender el funcionamiento de esta subrutina resulta fundamental comprender los métodos *CheckInterference* y *Boolean* de AutoCAD®. El método *CheckInterference* comprueba la interferencia entre dos sólidos y, si se especifica, se genera el sólido de interferencia. A continuación, se escribe un ejemplo para entender su sintaxis.

```
objInterferencia = obj_A.CheckInterference(obj_B,crearSolidoInterferencia,interferencia)
```

- **obj\_A** es el objeto Sólido 3D sobre el que se aplica el método.
- **obj\_B** es el objeto Sólido 3D con el que se comprueba la interferencia.
- **crearSolidoInterferencia** es una variable booleana que en caso de definirse como True genera el sólido de interferencia, si es False no lo genera.
- **interferencia** es una variable que devuelve el valor True si se produce interferencia o False si no se produce.
- **objInterferencia** es el objeto Sólido 3D que se genera en caso de que la variable **crearSolidoInterferencia** esté definida como True.

Esta es la instrucción con la que se comprueba la interferencia entre cada voxel del modelo y los agentes de la resección. El método *Boolean* ya se ha descrito con anterioridad en la subrutina de selección de implante, pero en este caso se aplica de forma diferente, su sintaxis es la siguiente.

```
obj_A.Boolean(operacion, obj_B)
```

- **obj\_A** es el objeto Sólido 3D sobre el que se aplica el método.
- **obj\_B** es el objeto Sólido 3D contra el que se le aplica la operación.
- **operacion** es la acción que se decide realizar, puede ser una operación de unión, resta o intersección.

Tras utilizar el método *CheckInterference* se genera el sólido de interferencia que se produce entre el voxel y el agente de resección y al voxel completo se le aplica el método *Boolean* con el objeto de interferencia para eliminar esa porción reseçada. Se procede de esta forma y no directamente con la operación *Boolean* ya que al generar el sólido de interferencia se puede conocer su volumen y almacenar esta información en el registro pertinente. También porque el método *Boolean* elimina el objeto que se resta por lo que habría que insertar de nuevo el agente de resección en el dibujo cada que se aplica este método y se ralentizaría considerablemente el procedimiento.

Una vez descritos estos dos métodos, la rutina se desarrolla de la siguiente manera. Inicialmente, al igual que en el proceso de generación del modelo de voxeles, se definen 255 capas en AutoCAD®, una para cada nivel de brillo, y se les asigna un nivel de gris estableciendo los valores de rojo, verde y azul del modelo de color RGB iguales al nivel de brillo de la capa. A continuación, se representa un voxel y da comienzo el proceso de determinación de la resección ósea.

En el programa se ha implementado una opción que permite al usuario decidir si quiere tener en cuenta OSHs o utilizar únicamente como agente de la resección implantes. En caso de que el usuario decida no trabajar con OSHs, únicamente debe comprobarse la interferencia con el implante. Si no se produce interferencia, se vuelve a iniciar el proceso con el siguiente voxel. En el caso contrario, se almacena el volumen de voxel que ha sido reseado y si se ha producido una resección total o parcial de voxel en el registro de resultados pertinente. A continuación, se pasaría al siguiente voxel y se comenzaría de nuevo todo el proceso hasta hacer la comprobación con todos los voxeles.

Si el usuario sí decidiese utilizar OSH el procedimiento sería distinto. Primeramente, se comprueba la interferencia entre voxel y el OSH. Hay tres posibles resultados, que el voxel sea reseado total o parcialmente o que la resección sea nula. Si la resección es total, ya no hay que hacer ningún otro tipo de comprobación, se almacenan los resultados y se pasa al siguiente voxel. En el caso de que la resección sea parcial o nula, se debe comprobar la intersección de ese fragmento de voxel con el implante. Tras comprobar la intersección con el implante, se almacenan los resultados y se puede repetir todo el proceso con otro voxel.

A continuación, se presenta el pseudocódigo de esta subrutina. Su complejidad se debe a que se almacena una gran cantidad de resultados –que pueden grabarse al final del proceso- en función de muchos parámetros tales como, el brillo del voxel, el agente de resección que produce la resección o la integridad del voxel restante. Además de almacenar todos estos resultados en los registros definidos en el apartado 5.2.3 *Registros de resultados*, en la interfaz se muestra cómo va avanzando el proceso de resección con un histograma, lo que suma complejidad e instrucciones al código.

### Subrutina **cal\_RES()**

#### *Generación de capas de voxeles*

```
001  DESDE Br = 1 HASTA BrilloMax
002    capa(Br) = cad_DOC.Layers.Add("Capa Br")
003    colorCapa.SetRGB(Br, Br, Br)
004    capa(Br).TrueColor = colorCapa
005  SIGUIENTE Br
```

*Generación de voxeles y cálculo de la resección*

```
006 Kv = (ca_Kmax - ca_Kmin) * ResVox
007 DESDE K = ca_Kmax HASTA ca_Kmin PASO -1
008 DESDE J = ca_Jmin HASTA ca_Jmax
009 DESDE I = ca_Imin HASTA ca_Imax
010 centroVoxel(0) = Resvox * I
011 centroVoxel(1) = Resvox * J
012 centroVoxel(2) = Kv - Resvox * K
013 cad_DOC.ActiveLayer = capa(MV(I, J, K))
014 objVoxel = cad_DOC.ModelSpace.AddBox(centroVoxel, ResVox, Resvox, Resvox)
015 SI utilizacionOSH = True ENTONCES
016     objInterferenciaOSH = objVoxel.CheckInterference(objOSH, True, interferenciaOSH)
017     SI interferenciaOSH = True ENTONCES
018         SEGÚN objInterferenciaOSH.Volume
019             CASO objVoxel.Volume
020                 ACTUALIZACIÓN registroReseccionOSH
021                 objVoxel.Boolean(AutoCAD.AcBooleanType.acSubtraction, objInterferenciaOSH)
022                 ACTUALIZACIÓN graficoInterfaz
023             CASO < objVoxel.Volume
024                 ACTUALIZACIÓN registroReseccionOSH
025                 objVoxel.Boolean(AutoCAD.AcBooleanType.acSubtraction, objInterferenciaOSH)
026                 objInterferencialMP = objVoxel.CheckInterference(objIMP, True, nterferencialMP)
027                 SI interferencialMP = True ENTONCES
028                     ACTUALIZACIÓN registroReseccionImplante
029                     SI objInterferenciaOSH.Volume + objInterferencialMP.Volume = ResVox ^3
030                         ENTONCES
031                             ACTUALIZACIÓN registroReseccionConjunta
032                             ACTUALIZACIÓN graficoInterfaz
033                         SI NO
034                             ACTUALIZACIÓN registroReseccionConjunta
035                             ACTUALIZACIÓN graficoInterfaz
036                         FIN SI
037                     objVoxel.Boolean(AutoCAD.AcBooleanType.acSubtraction, bjInterferencialMP)
038                     SI NO
039                         ACTUALIZACIÓN graficoInterfaz
```



039           FIN SI  
040           FIN SEGÚN  
041           SI NO  
042           objInterferencialIMP = objVoxel.CheckInterference(objIMP, True, interferencialIMP)  
043           SI interferencialIMP = True ENTONCES  
044           SEGÚN objInterferencialIMP.Volume  
045           CASO objVoxel.Volume  
046           objVoxel.Boolean(AutoCAD.AcBooleanType.acSubtraction, bjInterferencialIMP)  
047           ACTUALIZACIÓN registroReseccionImplante  
048           ACTUALIZACIÓN graficoInterfaz  
049           CASO < objVoxel.Volume  
050           objVoxel.Boolean(AutoCAD.AcBooleanType.acSubtraction, bjInterferencialIMP)  
051           ACTUALIZACIÓN registroReseccionImplante  
052           ACTUALIZACIÓN graficoInterfaz  
053           FIN SEGÚN  
054           SI NO  
055           ACTUALIZACIÓN graficoInterfaz  
056           FIN SI  
057           FIN SI  
058           SI NO  
059           objInterferencialIMP = objVoxel.CheckInterference(objIMP, True, interferencialIMP)  
060           SI interferencialIMP = True ENTONCES  
061           SEGÚN objInterferencialIMP.Volume  
062           CASO objVoxel.Volume  
063           objVoxel.Boolean(AutoCAD.AcBooleanType.acSubtraction, objInterferencialIMP)  
064           ACTUALIZACIÓN registroReseccionImplante  
065           ACTUALIZACIÓN graficoInterfaz  
066           CASO < objVoxel.Volume  
067           objVoxel.Boolean(AutoCAD.AcBooleanType.acSubtraction, objInterferencialIMP)  
068           ACTUALIZACIÓN registroReseccionImplante  
069           ACTUALIZACIÓN graficoInterfaz  
070           FIN SEGÚN  
071           SI NO  
072           ACTUALIZACIÓN graficoInterfaz  
073           FIN SI

```
074     cad_PRG.Update()
075     FIN SI
076 SIGUIENTE K, J, I
077 FIN
```

### 5.3.9 Gestión de órdenes de AutoCAD

Esta subrutina (**ord\_CAD**) comprueba la disponibilidad de AutoCAD® para recibir órdenes de otro programa. La disponibilidad de AutoCAD® se verifica con la propiedad *IsQuiescent* del objeto Aplicación. Es una propiedad booleana que devuelve el valor True si AutoCAD® se encuentra disponible. En caso de que AutoCAD® no se encuentre disponible, o se supere un límite de tiempo de espera predeterminado, el programa directamente se cierra. Esta rutina es necesaria puesto que automatizar un programa como AutoCAD® puede resultar problemático y en ocasiones genera errores que no pueden capturarse (excepciones).

Las órdenes de AutoCAD® que se ejecutan llevando a cabo una comprobación previa del estado del programa, son la generación del voxel (*AddBox*) y la actualización del programa (*Update*). En todo el pseudocódigo descrito hasta este momento no se han incluido las llamadas a esta subrutina para simplificar su escritura. No obstante, cada vez que se dibuja un voxel o se actualiza AutoCAD® se invoca esta subrutina y se ejecuta la orden solicitada.

#### Subrutina **ord\_CAD(ordenRecibida As String)**

*Bucle de espera por la disponibilidad de AutoCAD*

```
001     contadorBucle = 0
002     HACER
003         estadoAutoCAD = cad_PRG.GetAcadState
004         disponibilidadAutoCAD = estadoAutoCAD.IsQuiescent
005         contadorBucle += 1
006     HASTA disponibilidadAutoCAD = True O contadorBucle = 1000
007     SI contadorBucle = 1000
008     FIN DEL PROGRAMA
009     FIN SI
```

*Ejecución de órdenes de AutoCAD*

```
010     SEGÚN ordenRecibida
011     CASO "voxel"
012         objVoxel = cad_DOC.ModelSpace.AddBox(centroVoxel, ResVox, Resvox, Resvox)
```

- 013 CASO “actualizar”
- 014 `cad_PRG.Update()`
- 015 FIN SEGÚN
- 016 FIN

## 5.4 Utilización del programa calRES

La interfaz de **calRES** ha sido diseñada para que el programa se ejecute de forma secuencial bajo el control del usuario. De este modo, el usuario, siguiendo una serie definida de pasos, podrá generar modelos de sólidos de voxels y calcular resecciones de modelos óseos interactuando de forma simultánea con **calRES** y AutoCAD®.

### 5.4.1 Inicio

Al iniciar el programa se muestra una pantalla de créditos, en la que puede verse el nombre del programa, el de su autor y la versión del programa que se está ejecutando. La figura siguiente muestra la pantalla de créditos.



Figura 5.1 Pantalla de créditos de calRES

Una vez cargada la interfaz e inicializado el sistema, se muestran al usuario información acerca del programa e indicaciones sobre cómo proceder (Figura 5.2). En la parte inferior de la interfaz, durante toda la ejecución del programa, se muestra una etiqueta de información con dos líneas de texto. La primera línea de indica la acción que se debe realizar a continuación, o si se debe

esperar a que termine de ejecutarse un proceso, mientras que en la segunda línea se muestra información sobre cómo actuar. Todas las acciones que puede realizar el usuario se desencadenan pulsando un botón, situado en la parte inferior derecha de la interfaz, de modo que **calRES** no ejecuta ninguna actividad sin que el usuario la inicie expresamente.

#### 5.4.2 Carga de modelo de voxeles

Una vez iniciado el programa, la etiqueta de información indica al usuario que se debe pulsar el botón de **CARGA** para cargar un modelo de voxeles en el programa. En la siguiente imagen puede verse el estado que presenta la interfaz en ese estado de espera.



Figura 5.2 Interfaz de calRES tras la carga del programa

Al pulsar el botón de **CARGA**, se abre un cuadro de diálogo que permite al usuario cargar un modelo de voxeles (identificados con la extensión **.mvx**) desde cualquier medio de almacenamiento de su computador.

El cuadro de diálogo de carga del archivo de modelo de voxeles es el correspondiente del sistema operativo que se esté utilizando –para la versión actual del **calRES**, Windows® 10 o Windows® 11. En función de la versión del sistema operativo el cuadro de diálogo de carga del archivo de modelo de voxeles puede variar ligeramente.



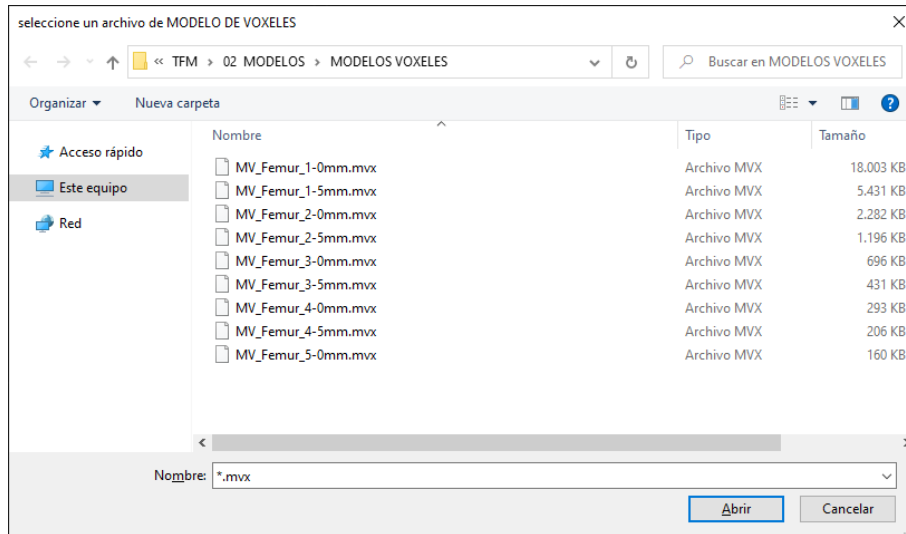


Figura 5.3 Cuadro de diálogo de selección de modelo de voxeles (Windows® 10)

En caso de que el usuario cancele la carga voluntariamente o se produzca algún error durante la misma, aparecerá en pantalla un cuadro de diálogo indicando lo sucedido. En ese caso, el usuario podrá reintentar la carga de un modelo de voxeles pulsando de nuevo el botón de **CARGA** o, si lo desea, cerrar el programa.

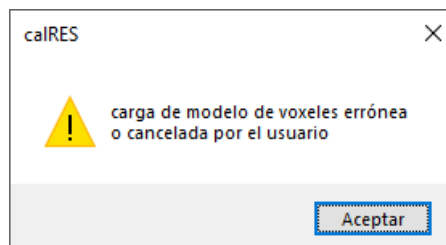


Figura 5.4 Mensaje de advertencia de carga cancelada o errónea

Una vez cargado el modelo de voxeles, se muestra en la parte superior de la interfaz información acerca del modelo actualmente cargado, en concreto, el nombre del archivo, el número de voxeles y su dimensión –en el caso de la figura 5.5, se ha cargado un modelo de voxeles de 5 milímetros de tamaño de voxel, que posee 5.913 voxeles para representar un fémur humano completo.

En el centro de la interfaz puede verse un histograma que representa el número de voxeles que hay para cada valor de brillo. Las barras del histograma están coloreadas en una escala de grises, representando en blanco el nivel de brillo máximo y en negro el nivel de brillo mínimo. Por otra parte, en la etiqueta de información, se indica que la siguiente acción a realizar es la conexión de **caIRES** con AutoCAD®.

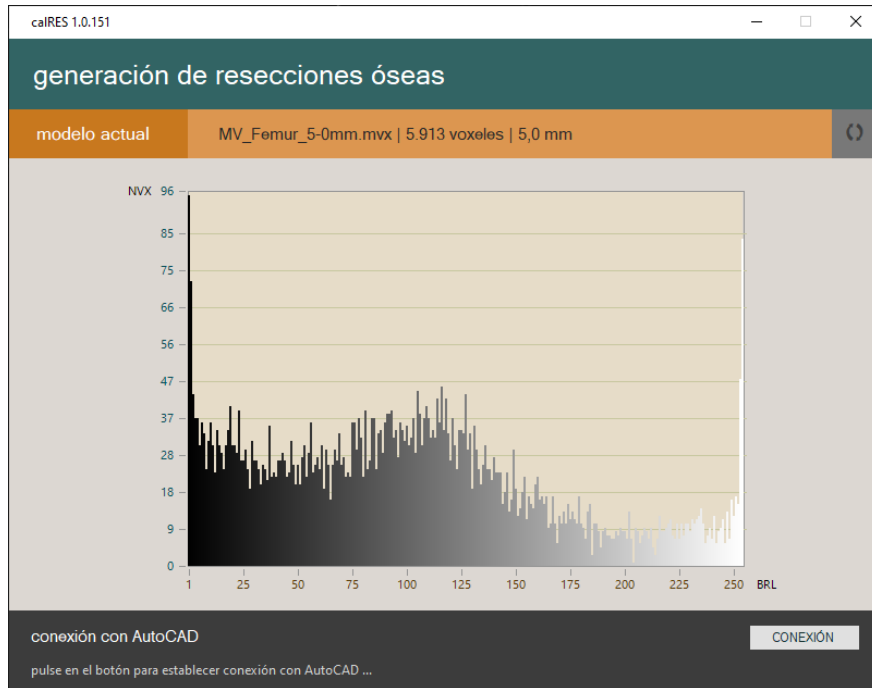


Figura 5.5 Interfaz de calRES con un modelo de voxeles cargado

### 5.4.3 Conexión con AutoCAD

En esta fase del proceso, en la interfaz se muestra un icono, en la parte superior derecha, que indica si actualmente el programa está conectado con AutoCAD® (figura 5.6).



Figura 5.6 Interfaz de calRES mientras se realiza la conexión con AutoCAD

Antes de la conexión, el programa no puede enviar órdenes a AutoCAD® porque aún no están disponibles sus objetos, por lo que el icono indicador de conexión se muestra de color gris. Para continuar, el usuario debe pulsar de nuevo el botón situado en la esquina inferior derecha de la interfaz para llevar a cabo la conexión con AutoCAD®.

Una vez pulsado el botón **CONEXIÓN**, el usuario debe esperar unos segundos hasta que aparezca en pantalla un cuadro de diálogo que le permite seleccionar la plantilla de AutoCAD® que desee utilizar (Figura 5.7).

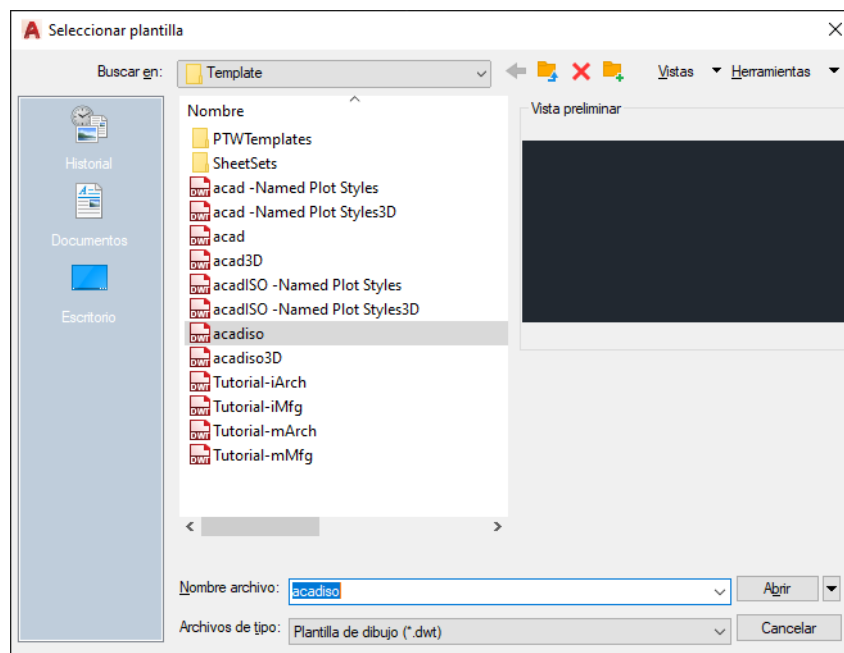


Figura 5.7 Cuadro de diálogo de selección de plantilla de AutoCAD

Tras seleccionar una plantilla, el icono que se encontraba coloreado de color gris cambiará de color a rojo, indicando así que AutoCAD® ya se encuentra enlazado con **calRES** y disponible para recibir órdenes del programa. A continuación, la interfaz se sitúa en la parte superior derecha de la pantalla con AutoCAD® de fondo ya disponible (Figura 5.8).

En esta fase del proceso, la interfaz de **calRES** estará superpuesta a la de AutoCAD® (interfaz permanente), por lo que es posible interactuar con este último sin que la interfaz de **calRES** sea ocultada por la de AutoCAD®.

En caso de que se produjese algún error al tratar de conectar **calRES** con AutoCAD®, se mostrará en pantalla un cuadro de diálogo indicando que no se ha podido establecer la conexión y el programa se cerrará –obviamente, no es posible continuar sin que sea posible interactuar con AutoCAD®.

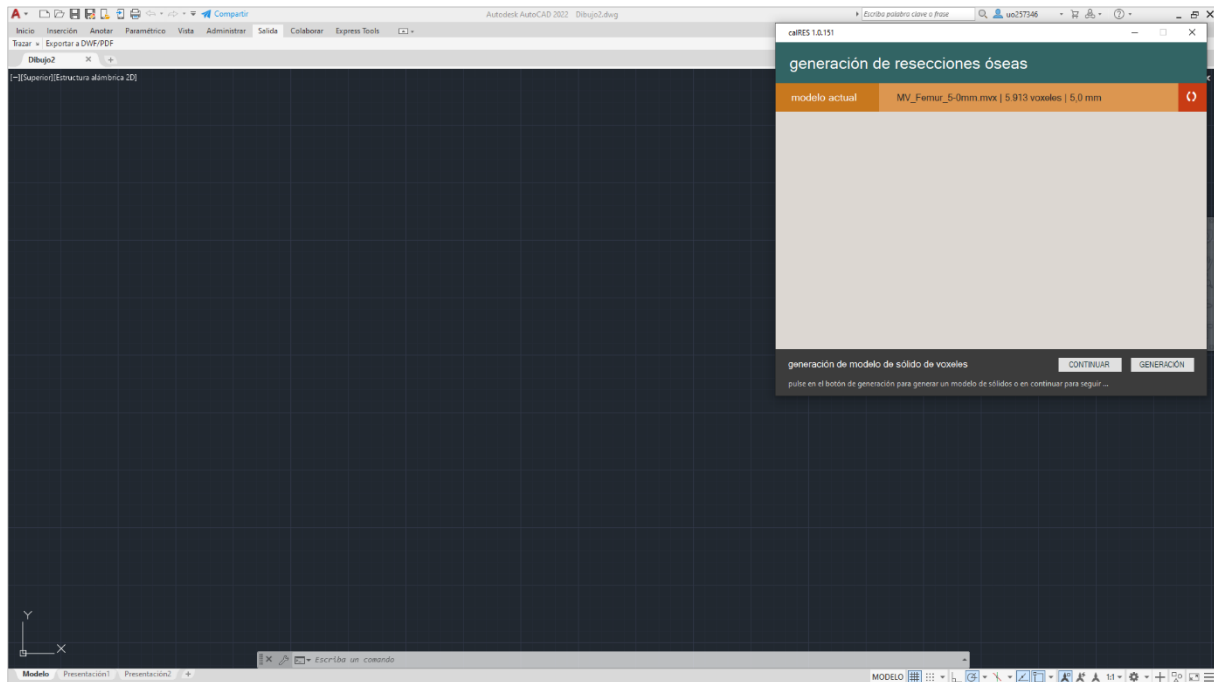


Figura 5.8 Captura de pantalla tras realizarse la conexión con AutoCAD®

#### 5.4.4 Generación de modelo de sólidos de voxeles

En este punto, al usuario se le indica que **caIRES** se encuentra conectado con AutoCAD® y se le presentan dos opciones –aparecerán dos botones. Una permite generar el modelo de sólidos de voxeles a partir del modelo cargado (**GENERACIÓN**), y la otra (**CONTINUAR**) saltar este paso y continuar con el proceso de resección.

En caso de que el usuario pulse el botón de **GENERACIÓN**, con la interfaz aún en la parte superior derecha de la pantalla, será posible ver en tiempo real como en AutoCAD® se va generando el modelo de sólidos del hueso de abajo hacia arriba (Figura 5.9), representando cada voxel con su nivel de brillo correspondiente. Durante el proceso de generación del modelo de sólidos, se muestra en la interfaz cuantos voxeles se han generado y se indica al usuario que no interactúe con AutoCAD® para evitar que se produzcan errores.

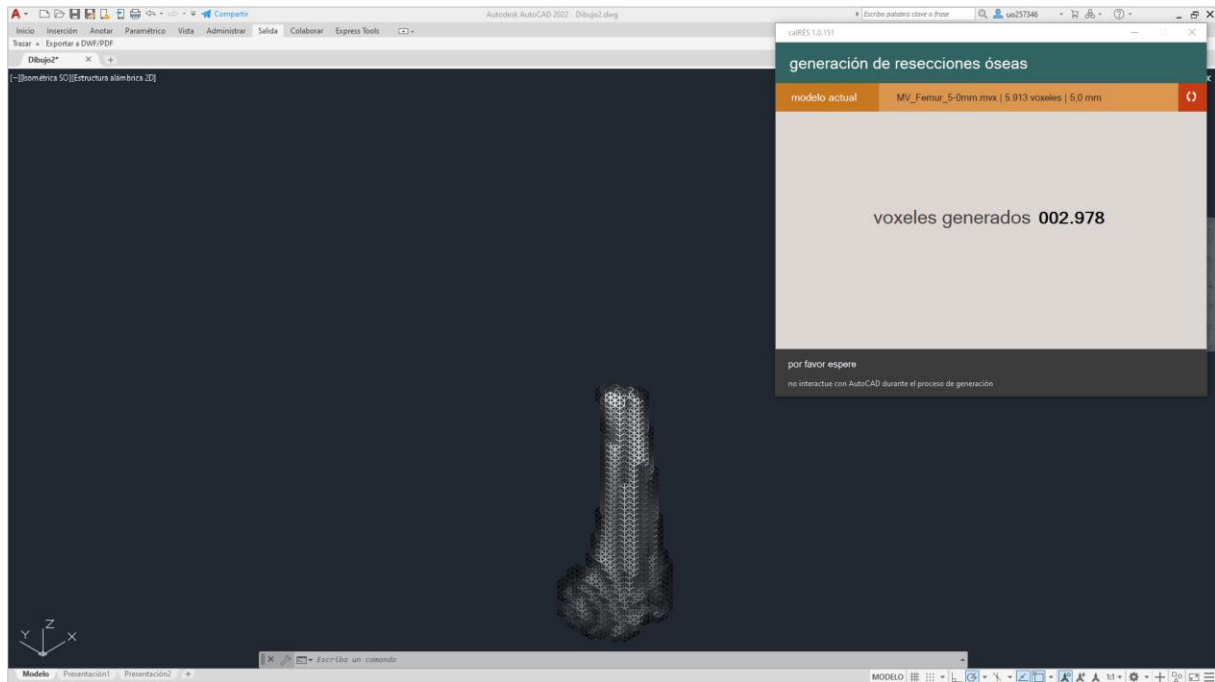


Figura 5.9 Captura de pantalla durante la generación del modelo de sólidos

Al finalizar el proceso de generación del modelo de sólidos aparece en la pantalla un cuadro de diálogo indicando al usuario que el modelo ha sido generado correctamente y preguntándole si desea grabar en un archivo los datos relativos al modelo de voxeles cargado (Figura 5.10).

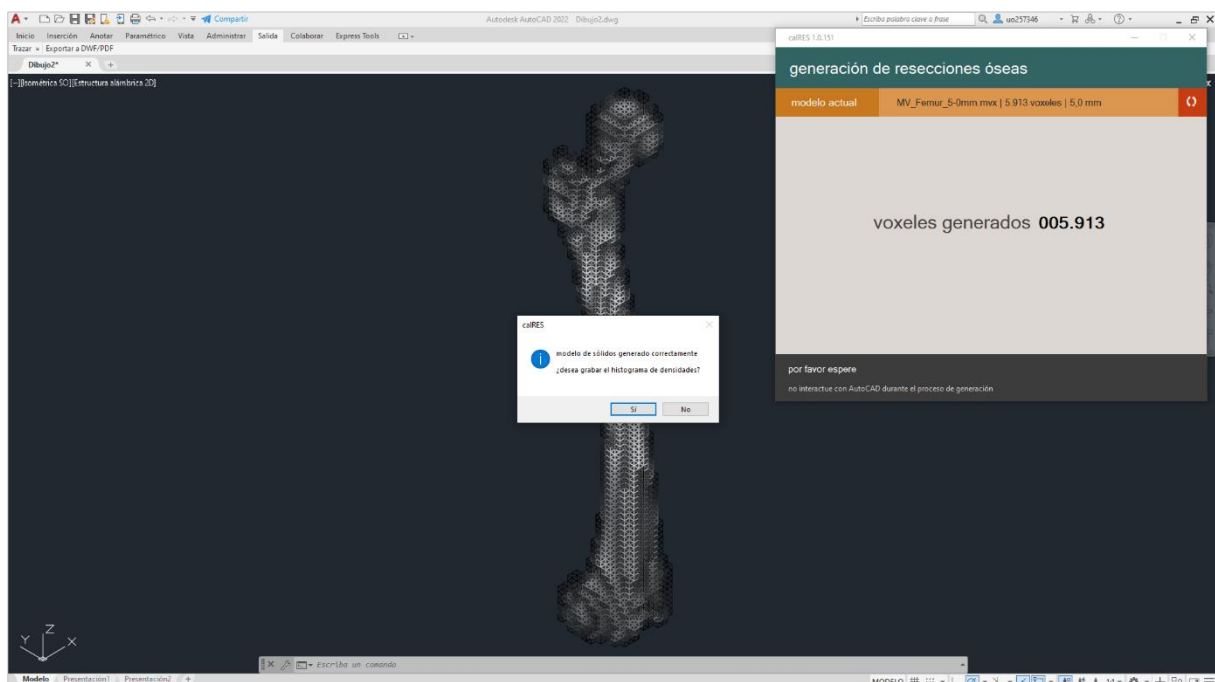


Figura 5.10 Captura de pantalla al finalizar la generación del modelo de sólidos

En caso de aceptar, se mostrará un nuevo cuadro de diálogo en el que se solicita un directorio en el que guardar este archivo (Figura 5.11). Si el usuario decide no grabar este archivo, se pasa directamente a la etapa de posicionado y selección del implante.

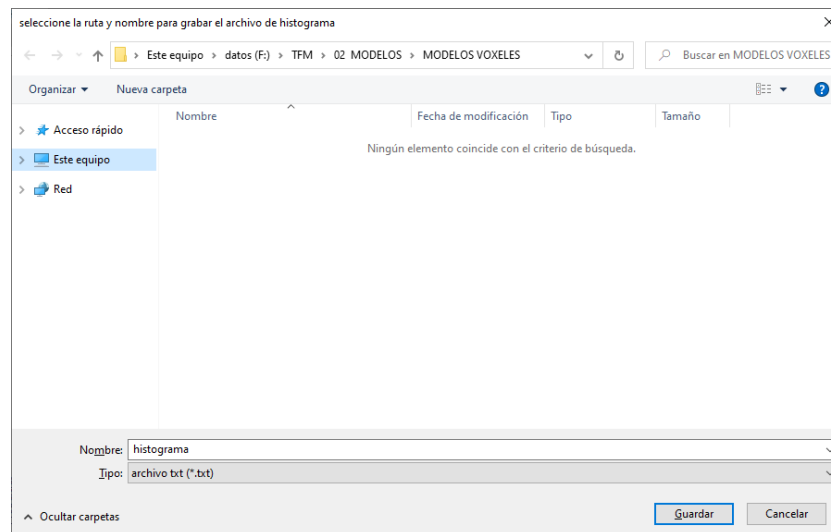


Figura 5.11 Cuadro de grabación del histograma de densidades

Este archivo contiene información relativa al modelo de voxels, concretamente su número de voxels, su volumen total asociado a cada nivel de brillo, así como la densidad asociada a cada nivel. Los valores de volumen y densidad se representan en  $\text{mm}^3$  y  $\text{g/cm}^3$  respectivamente. Si este archivo se abre con un editor de texto o de hojas de cálculo se puede generar una tabla con toda esta información agrupada por columnas tal y como puede verse en la tabla siguiente.

BRI	DNS	NVX	VOL
1	0,36	95	11875
2	0,37	73	9125
3	0,37	44	5500
4	0,38	38	4750
5	0,38	38	4750
6	0,39	31	3875
7	0,4	37	4625
8	0,4	34	4250

Tabla 5.1 Datos de un modelo de un fémur de voxels de 5 mm de resolución

La primera columna representa el valor de brillo (**BRI**), la segunda la densidad asociada a cada valor de brillo (**DNS**), la tercera el número de voxeles que hay para cada nivel de brillo (**NVX**) y la cuarta el volumen total de esos voxeles (**VOL**). En la tabla solo se incluyen las ocho primeras filas, pero hay un total de 255, una para nivel de brillo considerado. En el Anexo de esta memoria se incluye la tabla completa.

Si el usuario hubiese decidido saltar el proceso de generación del modelo de sólidos, la interfaz seguiría mostrándose en la parte superior derecha y AutoCAD® encontrándose disponible para que el usuario pueda posicionar el implante (Figura 5.12). La principal diferencia entre generar el modelo de sólidos u omitir este proceso es que, en el primer caso el usuario puede ver donde sitúa el implante con respecto al hueso mientras que, en el segundo lo estaría posicionando sobre un dibujo en blanco.

Esto no supone ningún tipo de problema cuando ya se conoce el modelo de voxeles con el que se va a trabajar y se tiene un modelo de sólidos de este, que puede ser generado precisamente con **calRES**. En este caso, el usuario puede trabajar con el modelo de sólidos y posicionar el implante –o implantes- y los OSH como desee en AutoCAD®, sin necesidad de ejecutar **calRES**.

En este último caso, puede ahorrarse el proceso de generación del modelo de voxeles y calcular directamente la resección, ahorrando el tiempo que supone generar el modelo volumétrico en AutoCAD® cada vez que quiera realizar cálculos de resección. Independientemente de que el usuario haya decidido generar o no el modelo de sólidos, el proceso de posicionado y de selección de implantes es idéntico.

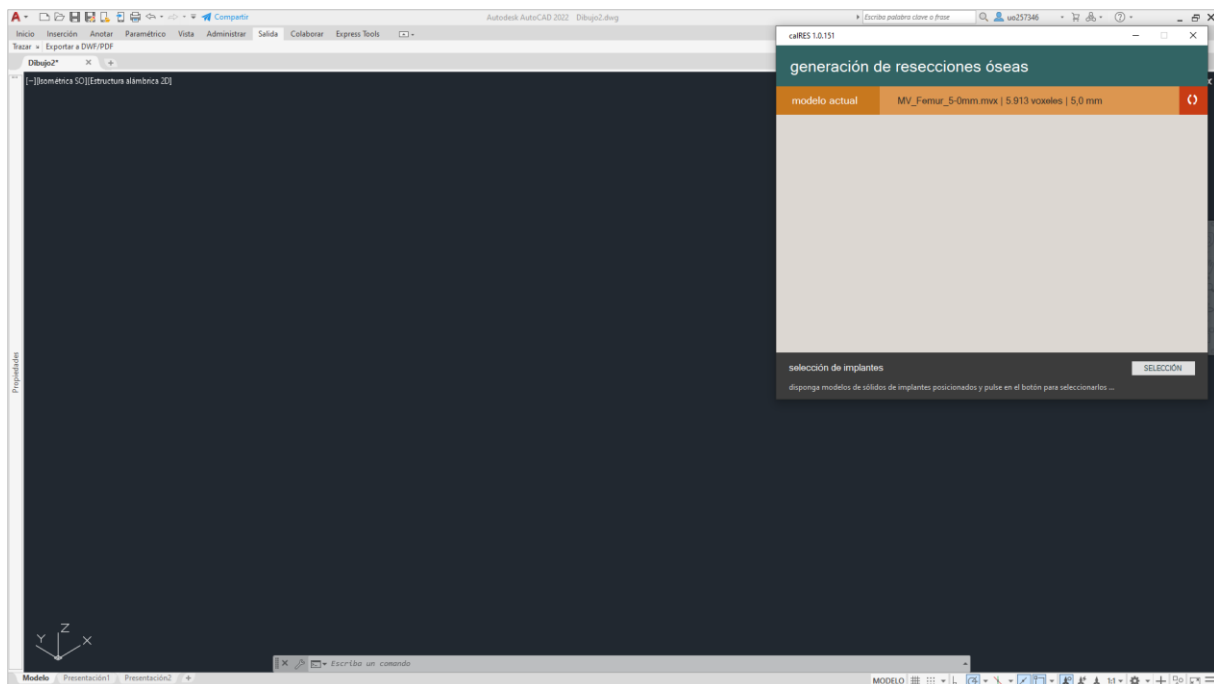


Figura 5.12 Captura de pantalla tras saltar la generación del modelo de sólidos

### 5.4.5 Generación y selección de implantes

Una vez generado –si se ha decidido hacerlo- el modelo de sólidos de voxeles, comienza el procedimiento de posicionado y selección de implantes. En la siguiente imagen se puede ver como se presenta, entonces, la interfaz de **calRES**, que seguirá posicionada en la esquina superior derecha de la pantalla –superpuesta a AutoCAD®.

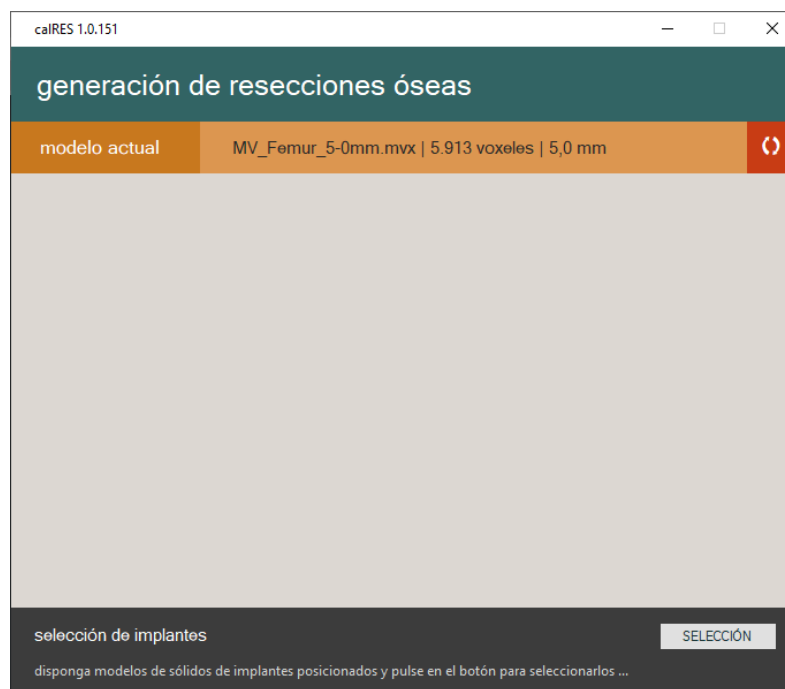


Figura 5.13 Interfaz de calRES durante el proceso de selección del implante

En este instante, el usuario deberá situar el implante en el dibujo actual de AutoCAD® que **calRES** ha generado, y asegurarse que es un objeto sólido 3D –es decir, un modelo de sólidos análogo al de voxeles. Para ello, puede minimizar la interfaz de **calRES** y, una vez haya situado el implante, volver a visibilizarla. Una vez hecho esto, debe pulsar el botón de **SELECCIÓN** para activar el proceso de selección manual del implante que se acaba de posicionar (Figura 5.14).

En el caso de que accidentalmente no se seleccione ningún implante, se mostrará un mensaje de advertencia indicando que no se ha seleccionado ningún implante y que es posible volver a intentarlo. Cabe destacar que el usuario puede introducir más de un implante. También es posible que el usuario realice pruebas utilizando un implante formado por varios elementos separados entre sí (disjuntos). Lo que debe hacerse en este caso es introducir estos elementos (implantes) en el dibujo de AutoCAD®, asegurarse de que son objetos de tipo *Sólido 3D* y seleccionarlos todos durante el procedimiento de selección.

Una vez seleccionado el implante, se mostrará de color rojo, para que el usuario vea claramente que objeto ha seleccionado (Figura 5.15). Si se hubiese posicionado más de un implante, todos



los objetos seleccionados se combinarían en un único objeto *Sólido 3D* y también se mostrarían de color rojo. Esto permite que el usuario pueda distinguir claramente los objetos seleccionados.

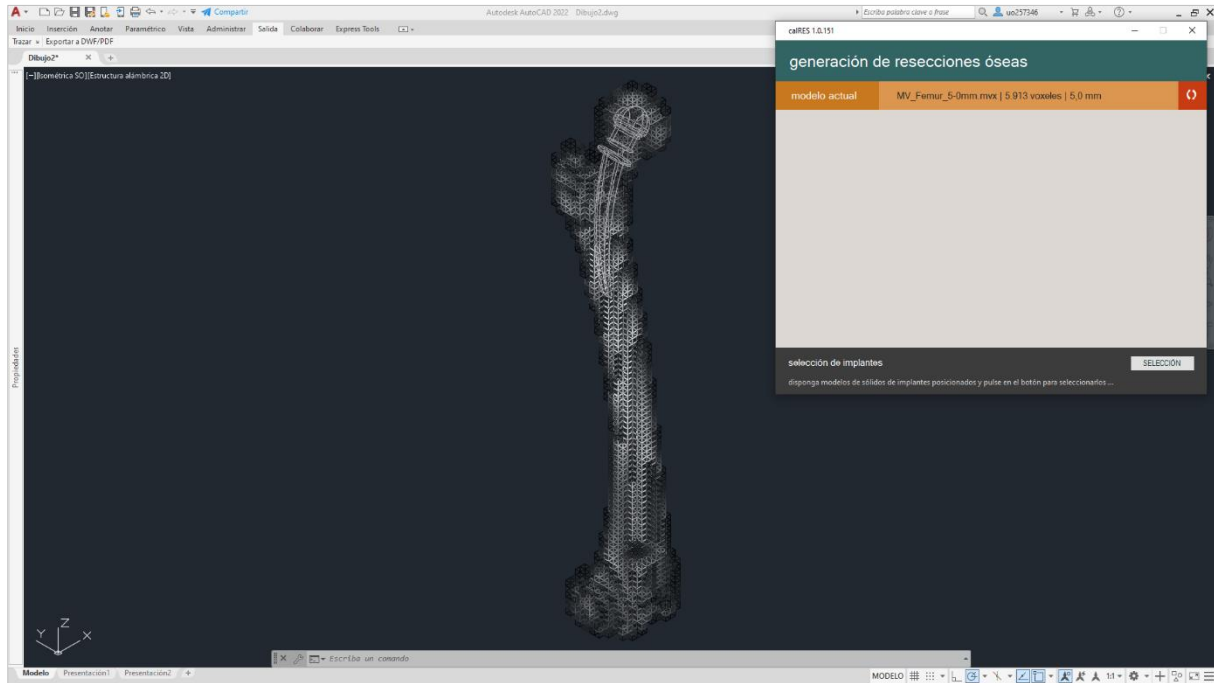


Figura 5.14 Captura de pantalla tras disponer el implante en el dibujo

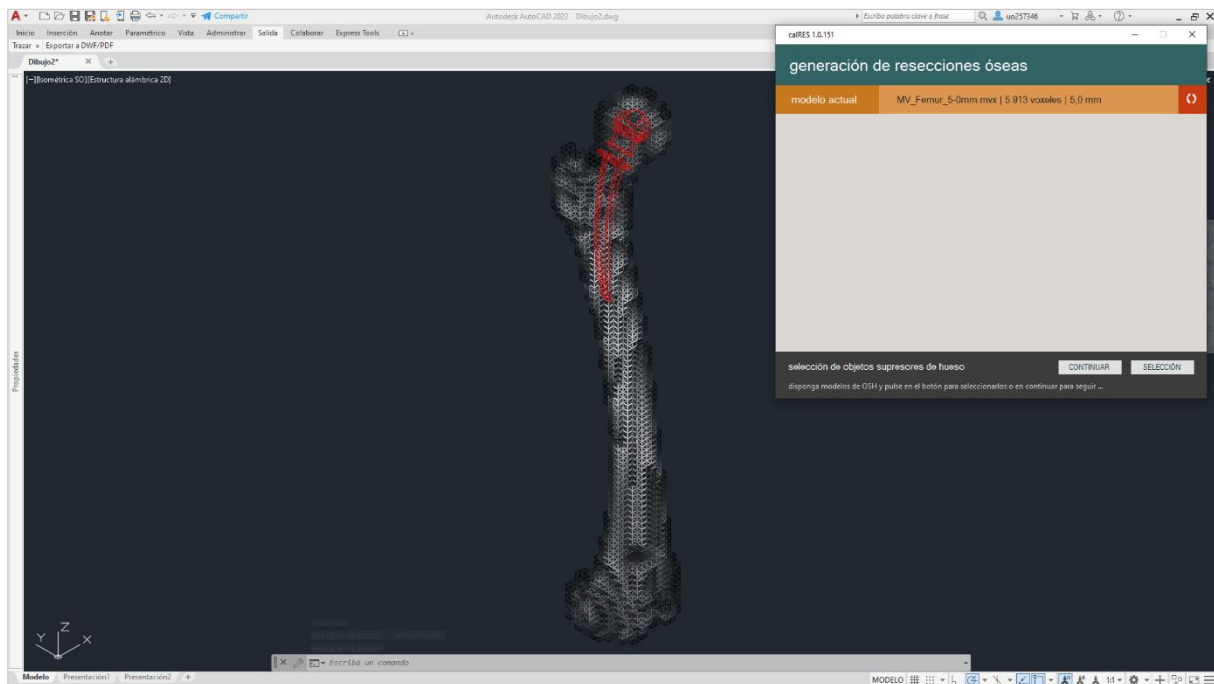


Figura 5.15 Captura de pantalla tras seleccionar el implante en el dibujo

En caso de que se hubiese seleccionado, por ejemplo, un voxel además del implante, este se colorearía de rojo y el usuario podría reiniciar el procedimiento. Esto tampoco supondrá una gran pérdida de tiempo ya que, si ya se había posicionado el implante, es posible guardar el dibujo de AutoCAD® con el implante posicionado y, al reiniciar **calRES**, saltar la generación del modelo de sólidos de voxeles para volver a encontrarse en la fase de selección de implantes.

Para este TFM, el implante ha sido generado con Autodesk™ Inventor® y se ha importado en un archivo en formato **dwg** para poder insertarlo fácilmente en AutoCAD®. No es imprescindible modelar el implante en Inventor®, puede utilizarse cualquier otro programa de modelado paramétrico, o incluso el propio AutoCAD®, siempre y cuando se garantice que al introducirlo en el dibujo sea un *Sólido 3D*. Para importar el archivo del implante en AutoCAD® se utiliza el comando INSERTCLASICO, que permite importar, posicionar, rotar y escalar un archivo ajeno al dibujo sobre el que se está trabajando.

También cabe destacar que los implantes han sido posicionados de acuerdo con la metodología descrita en la Tesis Doctoral de la que deriva este trabajo, que ubica el implante en la posición que produce menor resección. No obstante, el usuario puede ubicar el implante donde desee sin ningún tipo de restricción.

#### 5.4.6 Generación y selección de objetos supresores de hueso

El proceso de selección de *objetos supresores de hueso* es análogo al de selección de implantes. Primero, el usuario debe posicionar el OSH en el dibujo abierto de AutoCAD® (Figura 5.16).

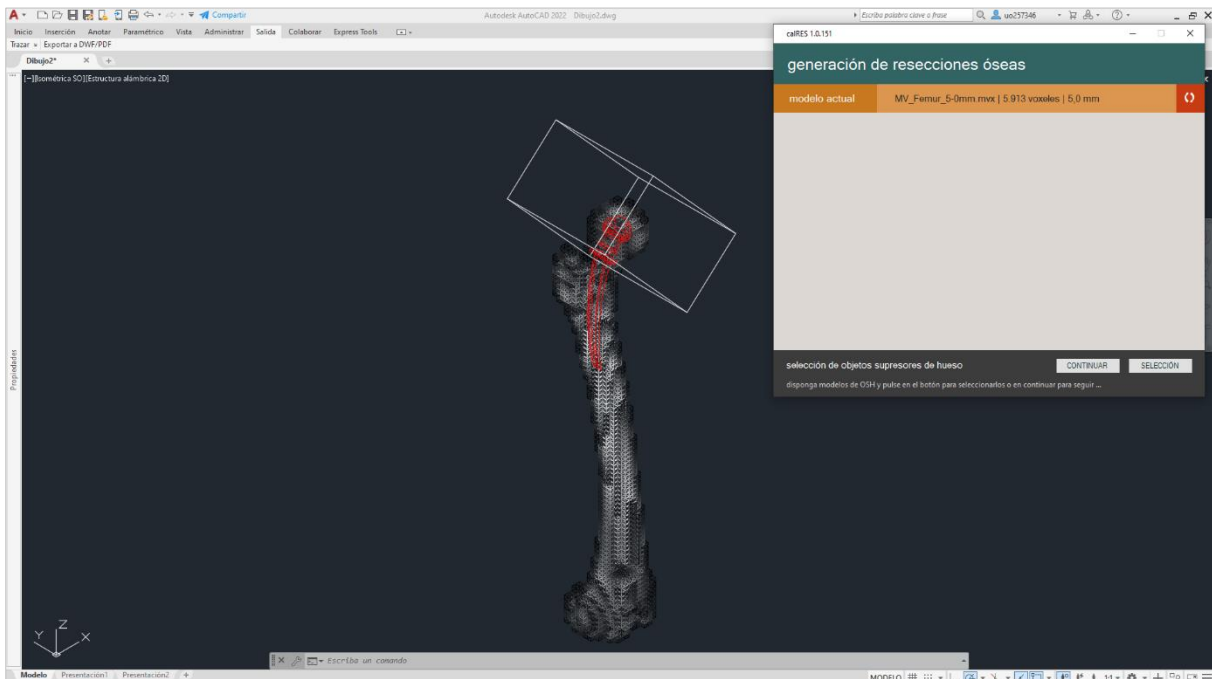


Figura 5.16 Captura de pantalla tras disponer el OSH en el dibujo

Si fuera necesario, se puede minimizar el programa de nuevo y volver a visibilizarlo una vez se haya posicionado el OSH. A continuación, se deberá pulsar en el botón **SELECCIÓN** para seleccionarlo manualmente. No obstante, cabe destacar que se trata de un procedimiento opcional. Si el usuario tan solo quiere determinar la resección que produce un implante sin tener en cuenta el OSH puede saltar este proceso pulsando el botón **CONTINUAR** que se puede ver en la Figura 5.16 antes de disponer los OSH. De este modo, se salta esta parte del procedimiento y se puede iniciar el cálculo de la resección ósea.

Si se opta por utilizar OSH, al igual que en el procedimiento de selección de implantes, al seleccionarlo este cambiará su color, en concreto a verde, para distinguirlo del modelo de sólidos de voxeles y del modelo del implante, tal y como puede verse en la Figura 5.17.

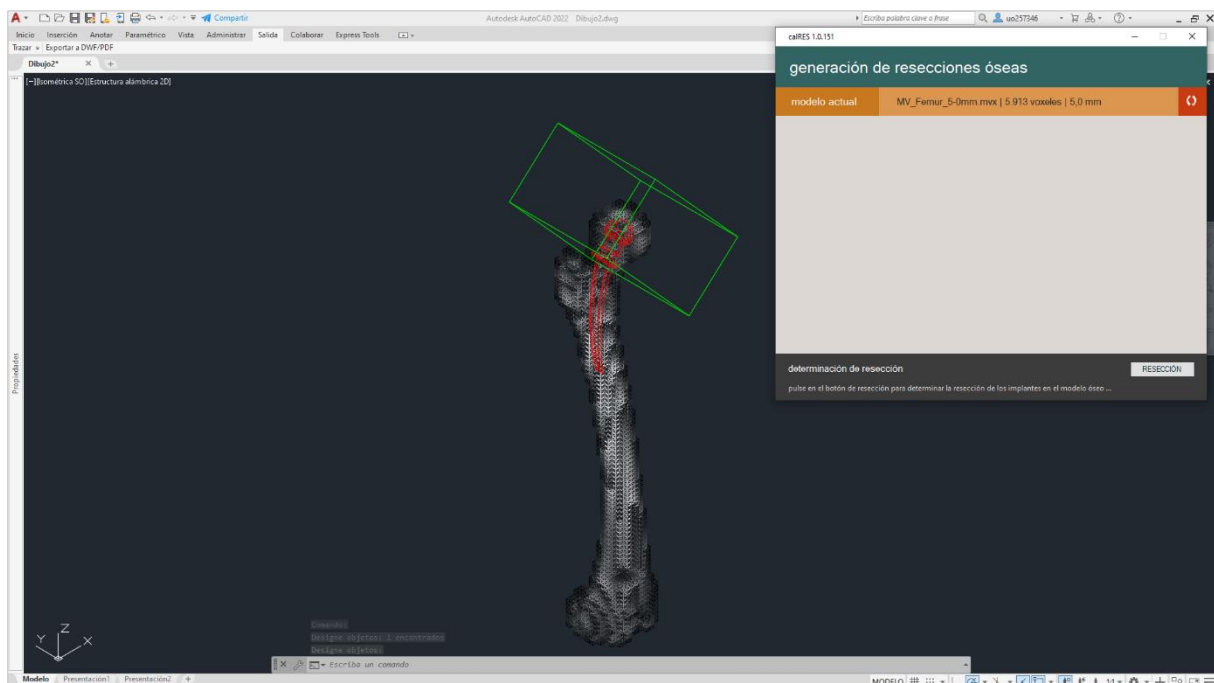


Figura 5.17 Captura de pantalla tras seleccionar el OSH en el dibujo

Si accidentalmente no se selecciona ningún OSH se mostrará un mensaje de advertencia indicando al usuario que no ha seleccionado ningún OSH y que lo vuelva a intentar. También se le permite al usuario seleccionar más de un OSH, por si la simulación de la resección que va a practicar lo requiriese y, al igual que con los implantes, bastaría con introducir todos los OSH y seleccionarlos uno a uno durante el proceso de selección. Para realizar las pruebas y la validación de este TFM, el OSH ha sido modelado en AutoCAD®, debido a lo simple de su geometría y se ha situado en la cabeza femoral del modelo de sólidos de voxeles, simulando el corte que haría un cirujano una intervención quirúrgica real. No obstante, se puede utilizar cualquier programa para modelar OSH si se requieren una geometría más compleja para simular el seccionado del tejido óseo.

### 5.4.7 Determinación de resección ósea

En la Figura 5.18 puede verse como se presenta la interfaz de **caIRES** en el instante previo a la resección. En este momento, el usuario puede decidir cuándo comenzará el proceso de determinación de la resección, pulsando en el botón **RESECCIÓN**.



Figura 5.18 Interfaz de caIRES en el instante previo a la resección

Tras pulsar el botón, se borrará el modelo de sólidos de voxeles que se encontraba visible —en el caso de que se haya generado— y en el dibujo de AutoCAD® únicamente quedarán los implantes y OSH que se hayan dispuesto. En este momento, se volverá a generar el modelo de sólidos de voxeles para determinar la resección que producen los agentes de la resección sobre cada voxel.

En el proceso de generación del modelo de sólidos, este se generaba de abajo hacia arriba. Sin embargo, ahora el modelo de sólidos se genera de arriba hacia abajo. En las siguientes imágenes se puede ver capturas de pantalla del proceso de generación de la resección y de la interfaz de **caIRES** durante el proceso.

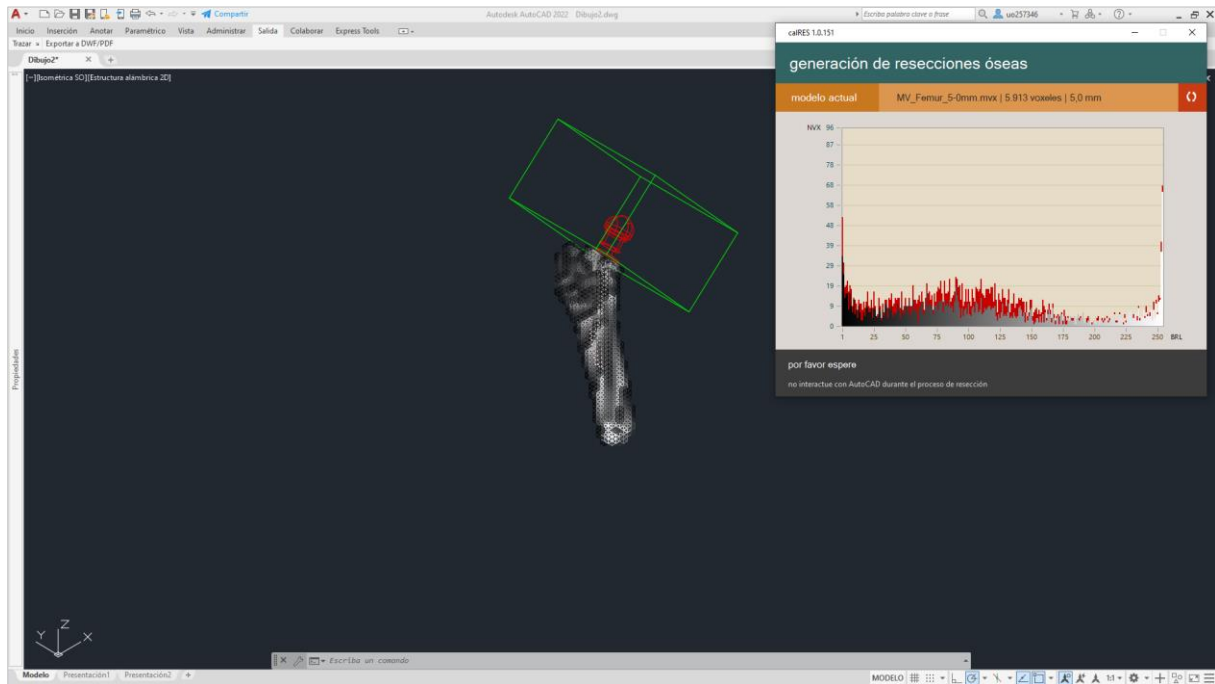


Figura 5.19 Captura de pantalla durante la determinación de la resección

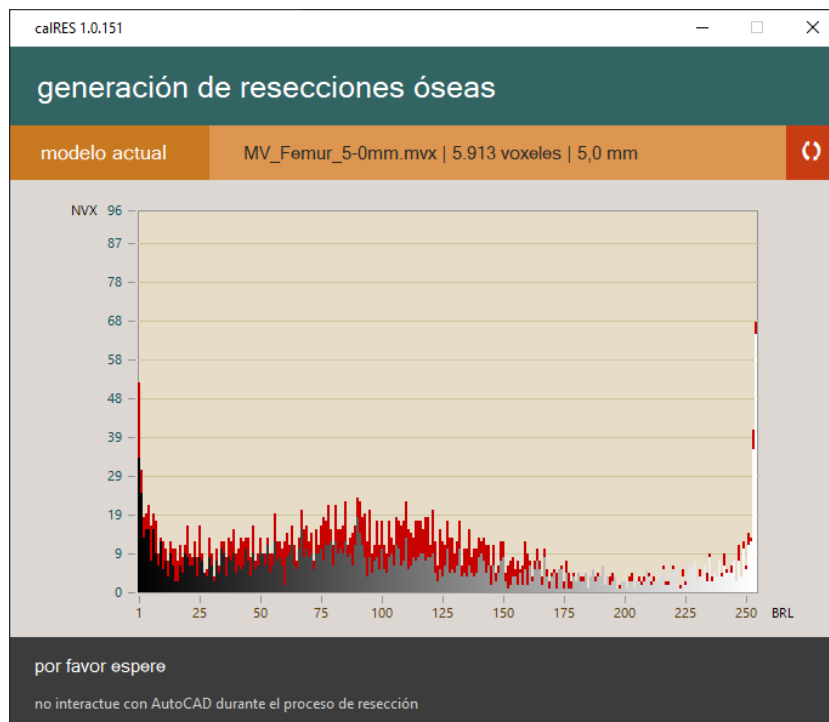


Figura 5.20 Interfaz de calRES durante el cálculo de la resección ósea

A medida que se calcula la resección, en la interfaz de **calRES** se muestra un gráfico (histograma) con información de la resección. Es un histograma similar al que se presenta al cargar

el modelo de voxeles, sin embargo, en este caso es un histograma compuesto. A medida que se genera el modelo de voxeles, representa de color rojo el número de voxeles que han sido resecados y en una escala de grises en función del brillo, aquellos que no han sido resecados. Es este el motivo por el cual el modelo de sólidos de voxeles se genera de arriba hacia abajo. De este modo, se pueden previsualizar los resultados de la resección con este histograma al principio del proceso de resección en vez de tener que esperar al final, como sucedería si el modelo se generase de abajo hacia arriba.

Al finalizar el proceso de cálculo de la resección, se pregunta al usuario si desea grabar en un archivo de texto los resultados del cálculo, tal y como puede verse en la Figura 5.21. En caso de que se deseen guardar los resultados, se mostrará un cuadro de diálogo que solicita al usuario una ubicación en un disco en la que grabar el archivo de resultados (Figura 5.22). La información que contiene este archivo es la que se almacena en los registros de resultados descritos en el apartado 5.2.3 *Registros de resultados*. En el Anexo se incluye una tabla que muestra los resultados de una resección que utiliza como agentes un modelo de voxeles de 5 milímetros, un implante tipo Charnley, y como OSH, un volumen que reseca completamente la cabeza femoral.

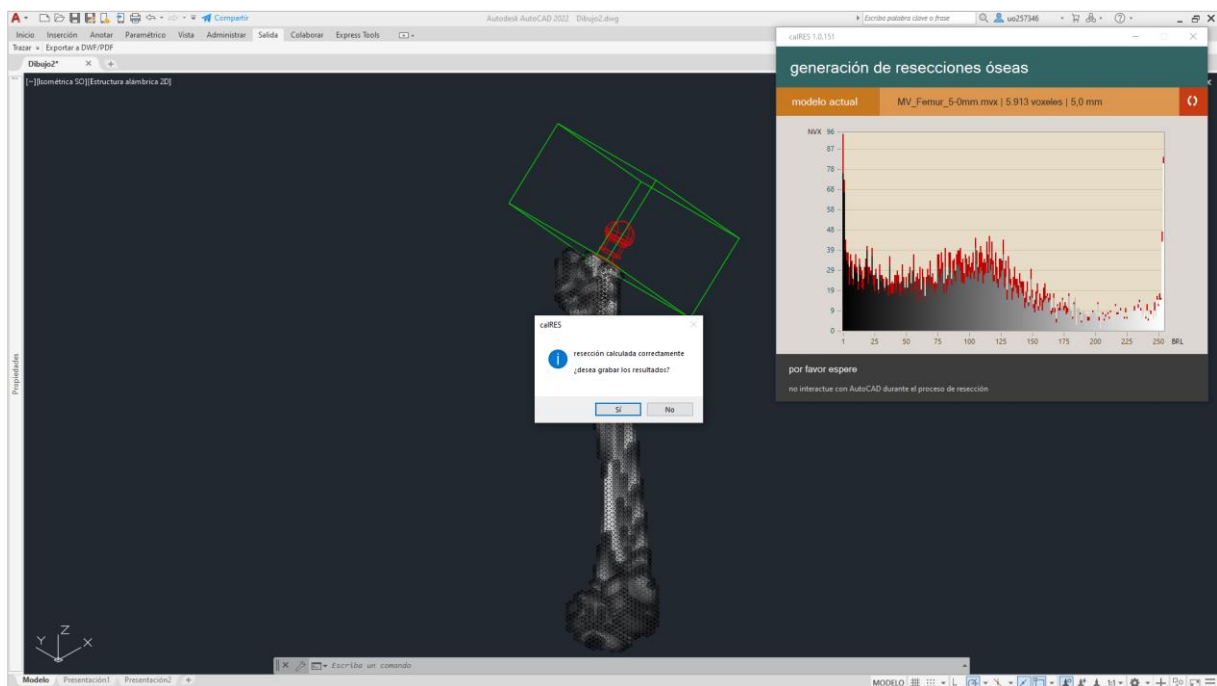


Figura 5.21 Captura de pantalla al finalizar la determinación de la resección

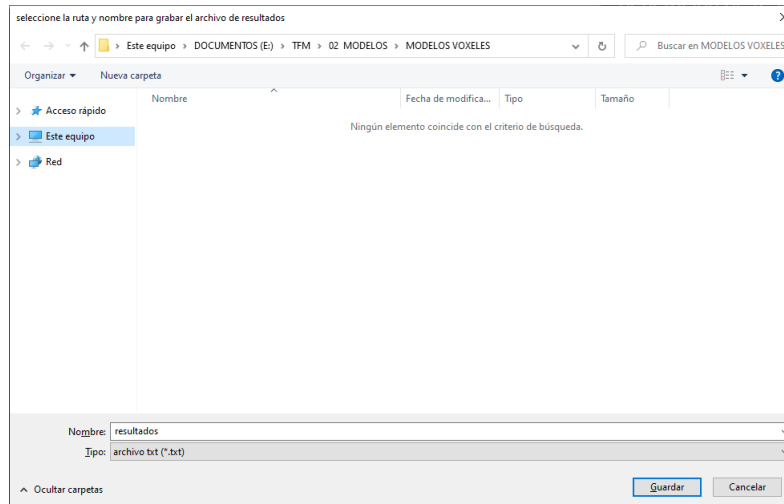


Figura 5.22 Cuadro de grabación del archivo de resultados

Por último, tras grabar los resultados de la resección, en la etiqueta de información se indica al usuario que el proceso ha finalizado y que puede cerrar el programa. Como se ha indicado en el apartado 5.3.1 *Gestión de flujo del programa*, al cerrar **calRES** también se cierra AutoCAD®. En ese momento aparece un cuadro diálogo de AutoCAD® preguntando al usuario si desea grabar el dibujo con el modelo de voxeles reseccionado y los agentes de resección, antes de cerrar AutoCAD®. No obstante, cabe destacar que el usuario puede guardar el archivo sin necesidad de cerrar **calRES**.

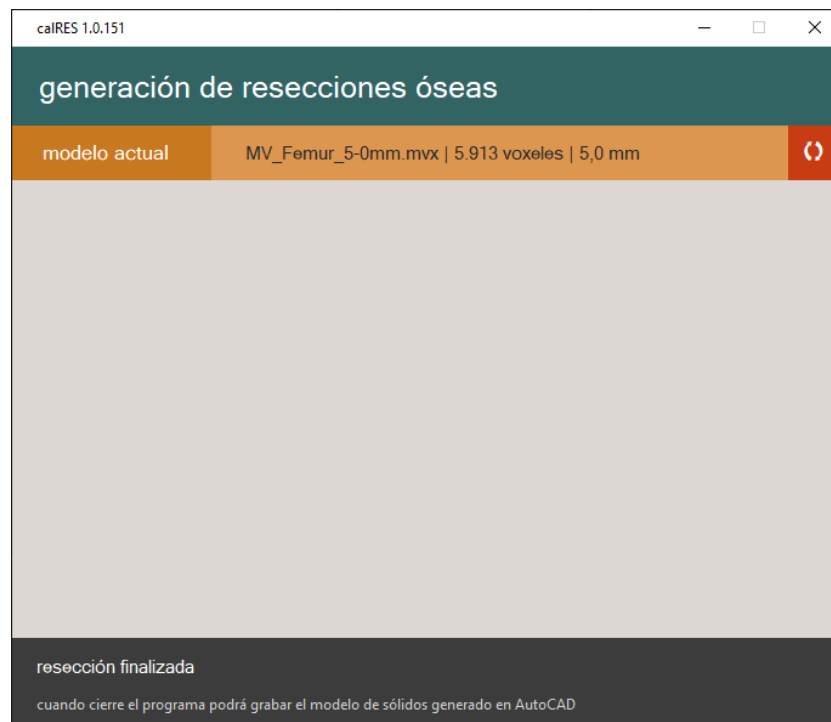


Figura 5.23 Interfaz de calRES tras grabar los resultados

## 6 Validación

En este capítulo se describe la técnica desarrollada para validar la metodología de determinación de resecciones óseas que se propone en este TFM. En primer lugar, se describen los principios de los que se parte para desarrollar esta técnica de validación y, a continuación, se describe su formulación algorítmica. Por último, se comentan los resultados obtenidos tras aplicar la técnica de validación.

### 6.1 Principios

La técnica de validación de la metodología de determinación de resecciones óseas propuesta, parte de una serie de principios, que se describen en este apartado. Puesto que, en la práctica, se pretende validar el correcto funcionamiento del programa con el que se implementa la metodología propuesta, se verificará que los resultados que proporciona **calRES** son correctos de forma alternativa. Para ello, se generarán unos resultados de resección utilizando **calRES**, con unos agentes de resección determinados y, con esos mismos agentes, se aplicará la técnica de validación para validar los resultados. Cabe destacar que no es necesario validar la correcta generación de los modelos de voxels ya que esta ya ha sido validada con anterioridad cuando se desarrolló **modVOX**.

Debido a la complejidad geométrica que resulta de intersecar sólidos entre sí, para calcular volúmenes de resección entre los agentes de resección y el modelo de sólidos de voxels se utilizará también AutoCAD®. En la técnica de validación que se propone, AutoCAD® servirá como herramienta de cálculo, pero se utilizará de forma completamente manual.

La técnica de validación que se va a aplicar es, básicamente, una de técnica de conteo manual. Utilizando ordenes de AutoCAD que permiten conocer la interferencia producida entre dos sólidos y generar sus volúmenes de intersección, se pueden determinar cuántos voxels son resecados y cuál es el volumen total de la resección. Considerando todos estos aspectos se puede formular la técnica o metodología de validación del funcionamiento de **calRES** que se describe en los siguientes apartados.



## 6.2 Técnica de validación

Para validar la metodología de cálculo de resecciones, es necesario comprobar que los resultados obtenidos son correctos mediante una metodología independiente de **calRES**. Para ello se determinará de forma manual la resección producida por un implante y un OSH y se cotejarán los resultados obtenidos utilizando ese mismo implante y OSH con **calRES**. Es decir, se aplicará la metodología de determinación de la resección ósea, pero de forma manual. A continuación, se describe el conjunto ordenado de operaciones que constituyen la técnica de validación:

### 1 Generación de un modelo de sólido de voxeles en AutoCAD

Como se ha indicado anteriormente, la generación de modelo de sólidos de voxeles ya ha sido válida cuando se programó **modVOX**, por tanto, para generar un modelo de sólidos se utilizará **calRES** –que, para esta operación, se basa en idénticos principios. Para ello, basta con cargar un archivo de datos del modelo de voxeles y tras generar el modelo de sólidos, guardar el dibujo correspondiente de AutoCAD®. Todo este procedimiento se ha descrito en el apartado 5.4.4 *Generación de modelos de sólidos de voxeles*.

### 2 Posicionado del implante

El posicionado del implante en AutoCAD® se lleva a cabo utilizando la orden **INSERTCLASICO**, del mismo modo que se haría utilizando **calRES**. Esta orden permite definir la posición en la que se importa un archivo externo al dibujo sobre el que se está trabajando, así como su orientación y escala. Lo único que se debe hacer es insertar el mismo implante que se insertaría con **calRES** y asegurarse de que el objeto insertado es un *Sólido 3D*.

### 3 Posicionado del OSH

El posicionado del OSH se realiza manualmente, de la misma forma que el posicionado del implante. De nuevo debe utilizarse el comando de AutoCAD® **INSERTCLASICO** y asegurarse de que se utiliza el mismo OSH que se utilizará con **calRES**. Tras situarlo en el dibujo de AutoCAD®, bastaría con verificar que se trata de un objeto *Sólido 3D*. Con esto, una parte de los agentes de la resección ya estarán en su lugar.

### 4 Interferencia entre el OSH, el implante y el modelo de sólidos de voxeles

Para calcular la interferencia entre los agentes de resección y el modelo de sólidos de voxeles y generar el sólido resecado con **calRES** se utilizaron los métodos *CheckInterference* y *Boolean* de los objetos *Sólido 3D*. Estos métodos se corresponden con los comandos de AutoCAD® **INTERF** y **DIFERENCIA**. Para validar la metodología propuesta se ha decidido utilizar estos mismos comandos y comprobar la interferencia entre agrupaciones de voxeles y los agentes de resección en lugar de determinar la interferencia entre el modelo de sólidos de voxeles y los agentes de resección voxel a voxel como se hace con **calRES**.

Aprovechando que los voxes se encuentran agrupados por capas según su nivel de brillo se comprobará la interferencia entre los agentes de la resección y todos los voxes de una misma capa para las 256 capas de voxes que tiene el modelo. Contando manualmente cuantos voxes de una misma capa interfieren con el OSH y el implante, se puede determinar la resección ósea que se produce sobre un grupo de voxes que tienen el mismo nivel de brillo. Si se hace esto con todas las capas del modelo – o lo que es lo mismo, para todos los niveles de brillo, se pueden categorizar los resultados de igual forma que lo hace **calRES**.

A continuación, se explican detalladamente los pasos a seguir que permiten determinar la resección de los voxes de una determinada capa, no obstante, cabe destacar que este procedimiento debe realizarse para todas las capas del modelo que contengan voxes.

Primero debe garantizarse que los modelos de sólidos del implante y el OSH se encuentran en una capa que no contenga ningún voxel, en este caso, se ha decidido añadirlos a la *capa 0* que se crea por defecto al generar un dibujo de AutoCAD®.

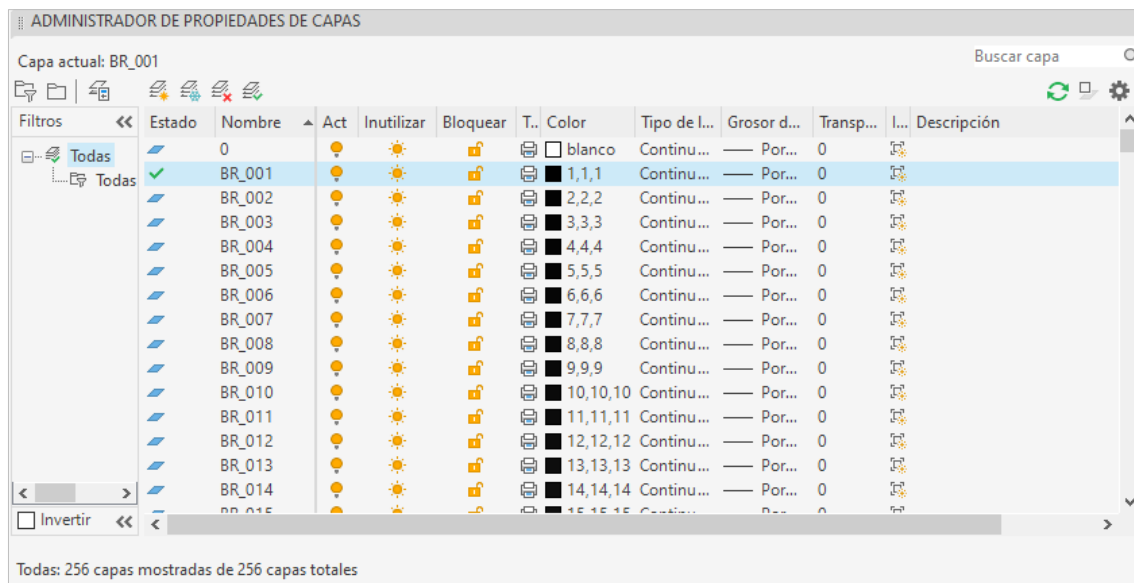


Figura 6.1 Administrador de propiedades de capas del modelo de sólidos de voxes

A continuación, deben desactivarse todas las capas del dibujo a excepción de la *capa 0* y una capa que contenga voxes. En este caso, se deja activa la capa *BR\_001* que contiene todos los voxes que tienen asociado un nivel de brillo igual a uno. En la siguiente imagen se puede ver cómo queda el dibujo de AutoCAD® con estas dos capas activas.

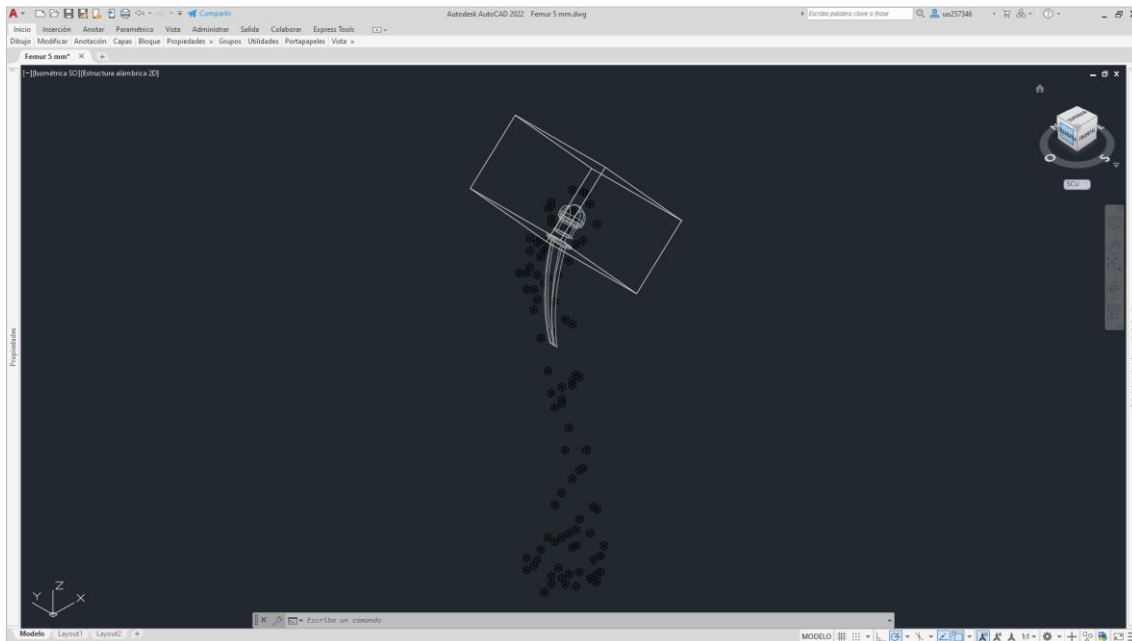


Figura 6.2 Modelo de sólidos de voxeles con una única capa visible

Ahora que solo se encuentran activos los voxeles de un determinado brillo puede utilizarse el comando INTERF. Este comando permite comprobar la interferencia entre dos conjuntos de objetos y generar el volumen de intersección en caso de producirse la interferencia. El primer conjunto de objetos debe incluir todos los voxeles visibles en el modelo, es decir, todos los voxeles de la capa *BR\_001* mientras que el segundo conjunto incluye únicamente el OSH.

Al ejecutar la orden INTERF (Figura 6.3), se resaltan en el dibujo aquellos objetos del primer conjunto (voxeles) que interfieren con los del segundo (OSH). También se muestra un cuadro de diálogo que permite generar los sólidos de interferencia. Generar estos sólidos de interferencia permite contar manualmente cuantos voxeles de la capa *BR\_001* han sido resecaados por el OSH y utilizando la orden PROPFIS sobre estos sólidos de interferencia se puede determinar el volumen exacto que ha sido resecaado. Para eliminar del dibujo aquellos voxeles o fragmentos de voxeles que han sido resecaados por el OSH basta con utilizar la orden DIFERENCIA sobre los sólidos de interferencia generados y aquellos voxeles que fueron resaltados en el dibujo al utilizar la orden INTERF.

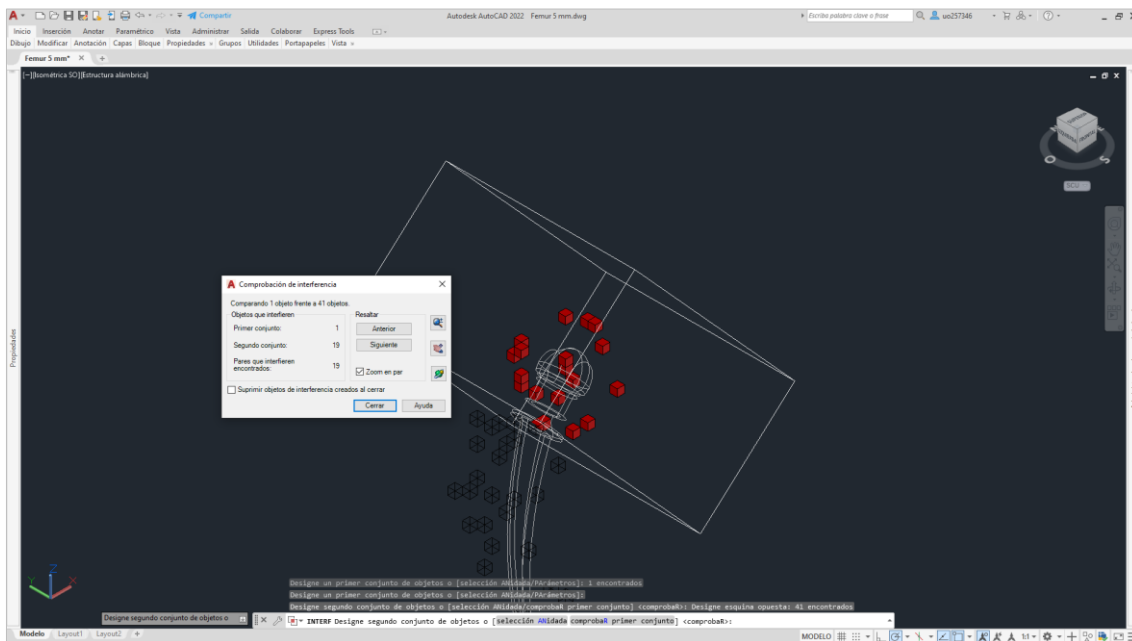


Figura 6.3 Interferencia entre OSH y voxeles con nivel de brillo 001

Una vez comprobada la interferencia con el OSH se debe comprobar la interferencia con el implante y los voxeles restantes de la capa activa. El procedimiento es el mismo, primero debe utilizarse el comando INTERF para comprobar la interferencia entre los voxeles restantes de la capa activa y el modelo de sólidos del implante. En caso de que se produjese interferencia, se deben generar los sólidos de interferencia, contar manualmente cuantos objetos han sido generados y determinar su volumen con la orden PROPFIS. Finalmente, utilizando la orden DIFERENCIA sobre los sólidos de interferencia generados y los voxeles que fueron previamente resaltados al utilizar la orden INTERF, se eliminan del dibujo los voxeles resecaados por el implante. Tras realizar esto, se habrá determinado la resección producida por el implante y el OSH sobre los voxeles de la capa *BR\_001*.

Las operaciones descritas en este apartado deben realizarse para cada una de las 255 capas que conforman el modelo de sólidos de voxeles. Este procedimiento, en comparación con el tiempo que lleva la ejecución de **calRES**, resulta mucho más largo. No obstante, es un procedimiento de validación apto para realizar un número limitado de veces.

Es importante resaltar que el modelo de voxeles debe disponer los voxeles en capas para que puedan ser procesados manualmente. Esto se consigue utilizando **calRES** para generar el modelo de sólidos de voxeles en AutoCAD®. Como ya se ha dicho, la generación del modelo de sólidos de voxeles está validada desde que se hizo lo propio con el programa modVOX®, cuya tecnología se ha utilizado en la parte de **calRES** que genera el modelo de sólidos de voxeles. En caso de no disponer del modelo de voxeles organizado en capas de AutoCAD®, debería organizarse así manualmente, lo que incrementaría notablemente el tiempo necesario para realizar la validación tal como aquí se describe.



### 6.3 Resultados

En el Anexo de esta memoria se incluye una tabla con los resultados de la resección producida en modelo de voxeles de resolución 5 mm de un fémur por un implante tipo Charnley y un OSH que reseca la cabeza femoral. Utilizando esos mismos agentes de resección se aplicó la metodología de validación descrita y se verificó que los resultados de la tabla eran correctos.

Han sido necesarias, aproximadamente, siete horas para validar los resultados frente a los escasos minutos que lleva el generar los resultados con **calRES**. Con esto, no solo se valida la implementación de la metodología, sino que también se justifica la necesidad de automatizar el proceso ya que, si se desea realizar un gran número de pruebas, resultaría impracticable determinar la resección ósea empleando esta técnica de conteo manual, máxime si fuera necesario organizar el modelo de sólidos de voxeles en capas.

# 7 Presupuesto

En este capítulo se hace una estimación del coste total del proyecto, considerando los costes de ingeniería y el coste de amortización de los recursos utilizados. También se incluye la planificación temporal del proyecto, que muestra como se ha estructurado este Trabajo Fin de Máster a lo largo de los casi seis meses en los que se ha desarrollado.

## 7.1 Planificación

El desarrollo definitivo de este Trabajo Fin de Máster se ha ajustado a la planificación que se muestra en el diagrama de Gantt de la siguiente figura.

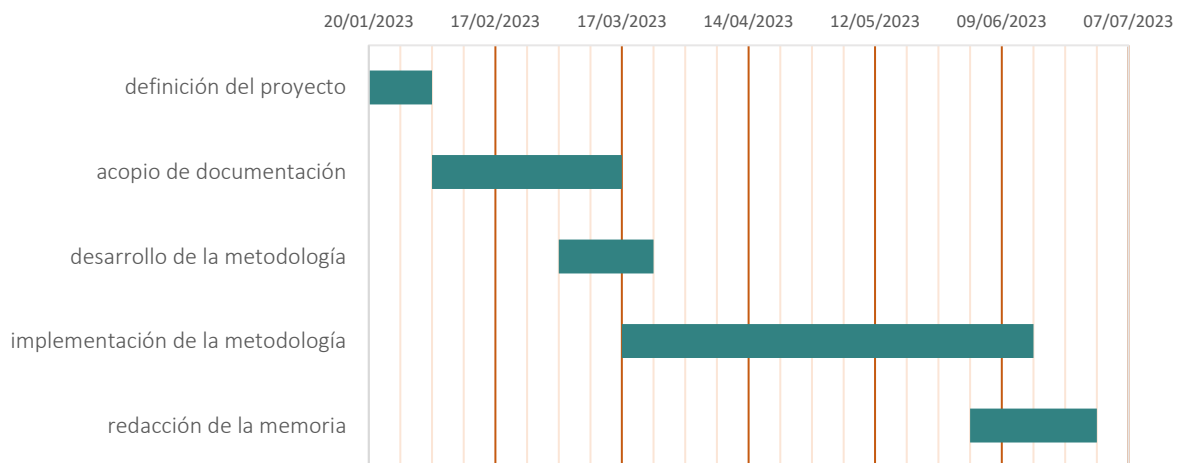


Figura 7.1 Diagrama de Gantt

El diagrama de Gantt se encuentra dividido en seis periodos de cuatro semanas cada uno, comenzando el 20 de enero y finalizando, al cabo de 23 semanas, el 1 de julio. Inicialmente, se definieron todas las fases del proyecto y se le asignó una duración estimada a cada una de dichas fases. Durante el desarrollo del trabajo, se redefinieron ligeramente los tiempos asignados a cada fase –como consecuencia de su desarrollo real–, lo que ha dado lugar al diagrama definitivo que muestra la figura 7.1.

La fase de *definición del proyecto* es la primera de todas ellas y en la que se establecieron los objetivos del proyecto y todos sus aspectos generales. Al cabo de dos semanas, comenzó la



fase de *acopio de documentación*, en la que se estudiaron los antecedentes de este TFM, incluyendo la Tesis Doctoral que lo inspiró. También se recabó información y bibliografía relativa a la tecnología ActiveX® y el entorno de desarrollo Visual Studio® 2017.

A la vez que tenía lugar esta etapa de acopio de documentación, se comenzó el *desarrollo de la metodología* de determinación de resecciones y, una vez definida, comenzó la fase más larga de todas, la *implementación de la metodología propuesta*. Esta fase incluye desde la programación con Visual Studio® del programa **caIRES**, hasta la validación de los resultados que proporciona. Esta fase se extiende a lo largo de unos 90 días, que era el tiempo del que se disponía para utilizar la licencia de prueba de Visual Studio®. Finalmente, a la par que se terminaba la fase de implementación de la metodología, se comenzó la *redacción de la memoria*, este documento.

## 7.2 Presupuesto

En este apartado se estima el presupuesto total de este proyecto, que incluye las horas de trabajo del autor y la amortización de los equipos informáticos utilizados. No se ha tenido en cuenta el coste de las licencias del software utilizado, puesto que se dispuso de licencias educativas o versiones de prueba que no acarrearán ningún tipo de coste. En las siguientes tablas se desglosan los costes de ingeniería, la amortización de equipos y el coste total del proyecto.

Concepto	Coste unitario (€/h)	Cantidad (horas)	Coste total (€)
Costes de ingeniería	60,00	520,00	31.200,00

Tabla 7.1 Costes de ingeniería

Recurso	Coste unitario (€/ud)	Amortización (€/año)	Coste total (€)
Portátil ASUS R510V	1.099,00	137,38	60,77
DELL PRECISION 7720	8.600,00	1.075,00	248,08

Tabla 7.2 Costes de los recursos materiales

Coste total (€)	31.508,85
-----------------	-----------

Tabla 7.3 Coste total del proyecto



## 8 Conclusiones

En este capítulo se describen los objetivos cumplidos, una vez finalizado el desarrollo de la metodología de determinación de resecciones, también las ventajas de automatizar su implementación. Para finalizar, se plantean algunos desarrollos futuros con los que, utilizando **calRES**, previsiblemente se podrán llevar a cabo estudios de interés para la biomecánica.

### 8.1 Conclusiones

Tras implementar la metodología propuesta satisfactoriamente, se puede concluir que los objetivos establecidos al inicio de este TFM han sido cumplidos en su totalidad. La metodología de determinación de resecciones propuesta, además de determinar cuanto hueso reseca un implante al ser introducido en el tejido óseo, considera también el estado previo en el que se encuentra el tejido óseo, al introducir en el proceso los que se han denominado objetos supresores de hueso.

Por otra parte, respecto a la implementación de la metodología, se ha logrado desarrollar un programa informático que interactúa con un programa de diseño asistido por computador comercial (AutoCAD®), utilizándolo como “motor de gráficos”. EL software implementado, **calRES**, es capaz de representar gráficamente la resección generada, así como cuantificar, categorizar y almacenar los resultados numéricos de esta. Además, el diseño de la interfaz del programa **calRES** permite que cualquier usuario, con conocimientos de biomecánica y diseño asistido por computador, pueda utilizarlo para hacer sus propios cálculos, con relativa facilidad, debido a que se ejecuta de forma secuencial siguiendo una serie de pasos, ordenados claramente, cuya ejecución controla el usuario.

Por último, se ha podido validar la metodología de resección propuesta, y se ha verificado que los resultados que genera **calRES** son correctos. Además, al validar la implementación de la metodología propuesta, se ha podido verificar la manifiesta necesidad de automatizar el proceso de determinación de resecciones, debido al enorme ahorro de tiempo que se consigue frente a aplicar otras técnicas de forma manual.

## 8.2 Desarrollos futuros

Tras haber implementado exitosamente la metodología, como aplicación futura básica se propone utilizar **calRES** para estudiar resecciones con distintos modelos de implantes y de voxels. Esta es la finalidad con la que se ha desarrollado la metodología que se propone –debe tenerse en cuenta que **calRES** es, en esencia, una herramienta pensada para contribuir a la experimentación biomecánica y al desarrollo de nuevos implantes e instrumental quirúrgico. Obviamente, como sucede con cualquier herramienta dedicada a la investigación, no es posible predecir todas las aplicaciones futuras que pueda tener en el momento de finalizar su desarrollo. En lo que sigue de este apartado, se sugieren algunas de las aplicaciones para las que la herramienta fue concebida.

Una de las futuras líneas de trabajo, que podría resultar de interés, consistirá en estudiar la variabilidad de los resultados que se obtienen al utilizar modelos de voxels con distintas resoluciones para un mismo conjunto de agentes de resección. En el momento de concluir la redacción de esta memoria, el equipo de trabajo en el que se integra su autor ya ha iniciado esta línea de trabajo.

También podría resultar de interés estudiar la influencia que tienen distintos modelos de implantes –o variaciones en el diseño de un mismo tipo de implante- sobre los resultados de la resección, para estudiar –por poner un caso de posible aplicación- cuál de ellos genera, no solo una resección menor, sino cuál conserva un mayor volumen de tejido óseo cortical o trabecular.

Por último, considerando la técnica de posicionado de implantes desarrollada en la Tesis que inspiró este trabajo, también se propone estudiar la posibilidad de aplicar la metodología desarrollada en este TFM para mejorar los tiempos de respuesta de dicha técnica de posicionado de implantes.

## 9 Bibliografía

En este capítulo se recoge la bibliografía que se utiliza como referencia para desarrollar este TFM. Se divide la bibliografía en dos apartados, la referenciada y la general. La bibliografía referenciada es aquella que se menciona de forma directa en el documento y la general aquella que ha sido consultada para realizar este TFM incluyendo la tesis doctoral que lo inspira.

### 9.1 Bibliografía referenciada

- [1] **Hatze, H.** (1974). The meaning of the term biomechanics. *Journal of Biomechanics*, 7(12), 189-190.
- [2] **Des Chene, D.** (2005). Mechanisms of life in the seventeenth century: Borelli, Perrault, Régis. *Stud. Hist. Phil. Biol. & Biomed. Sci.*, 36(2), 245-260.  
<https://doi.org/10.1016/j.shpsc.2005.03.002>
- [3] **Carter, D.R., Hayes, W.C.** (1977). The compressive behavior of bone as a two-phase porous structure. *Journal of Bone and Joint Surgery*, 59-A, 954-955.
- [4] **Clínica Universidad de Navarra.** Artroplastia. En *Diccionario Médico*. Recuperado 10 Junio, 2023 de <https://www.cun.es/diccionario-medico/terminos/artroplastia>

### 9.2 Bibliografía general

**Alonso González, J.** (2015) *Sistema de posicionado geométrico virtual de modelos volumétricos de implantes aplicado a la simulación de intervenciones quirúrgicas en un entorno tridimensional de diseño asistido por computador* [Tesis Doctoral, Universidad de Oviedo].

**Autodesk, Inc.** (2006) *AutoCAD 2007. ActiveX & VBA Developer's Guide*. Autodesk, Inc. 111 McInnis Parkway, San Rafael, CA 94903, USA

**Brown, T., Cui, Q., Mihalko, W., Saleh, K.** (2013) *Artritis y Artroplastia: Cadera*. AMOLCA. ISBN: 978-9-588-76019-3

**Newsome, B.** (2016) *Beginning Visual Basic 2015*. John Wiley & Sons, Inc. ISBN: 978-1-119-09211-7.

**Omura, G., Benton, B.** (2015) *Mastering AutoCAD 2016 and AutoCAD LT 2016*. Sybex. ISBN: 978-1-119-04483-3.



**Sepúlveda Saavedra, J.** (2015) *Histología. Biología celular y tisular*. McGraw-Hill. ISBN: 978-6-071-51128-7.

**Sutphin, J.** (2005) *AutoCAD 2006 VBA. A Programmer's Reference*. Apress. ISBN: 1-59059-579-3.

**Waguespack, C.** (2014). *Mastering Autodesk Inventor 2015 and Autodesk Inventor LT 2015*. Sybex. ISBN: 978-1-118-86213-1.



Universidad de Oviedo

# ANEXOS

**METODOLOGÍA ALGORÍTMICA PARA LA DETERMINACIÓN DE  
RESECCIONES EN MODELOS DE VOXELES**



<b>1</b>	<b>Modelo volumétrico de 5 mm de resolución</b>	086
<b>2</b>	<b>Resección de un modelo volumétrico de 5 mm de resolución</b>	096

## 1 Modelo volumétrico de 5 mm de resolución

Esta tabla contiene información relativa a la generación de un modelo de voxeles de **5 milímetros** de resolución. Se han incluido estos resultados, y los del apartado siguiente, a modo de ejemplo de la información que genera un proceso de resección generado con **calRES**, utilizando el modelo de voxeles disponible más sencillo, con la intención de minimizar la cantidad de datos [de ejemplo] recogidos en las tablas de este anexo.

La información recogida en la tabla comprende el número de voxeles y su volumen total asociado a cada nivel de brillo, así como la densidad asociada a cada nivel de brillo. Los valores de volumen y densidad se representan en  $\text{mm}^3$  y  $\text{g}/\text{cm}^3$  respectivamente. La primera columna representa el valor de brillo (**BRI**), la segunda la densidad asociada a cada valor de brillo (**DNS**), la tercera el número de voxeles que hay para cada nivel de brillo (**NVX**) y la cuarta el volumen total de esos voxeles (**VOL**). Esta tabla se generó a partir del archivo de texto que genera calRES al finalizar la generación del modelo de sólidos de voxeles. En el apartado 5.4.4 *Generación de modelo de sólidos de voxeles* se explica cómo se genera este archivo.

5913 voxeles   5 mm de resolución			
MODELO DE VOXELES			
BRI	DNS	NVX	VOL
1	0,36	95	11875
2	0,37	73	9125
3	0,37	44	5500
4	0,38	38	4750
5	0,38	38	4750
6	0,39	31	3875
7	0,4	37	4625
8	0,4	34	4250
9	0,41	25	3125
10	0,41	32	4000
11	0,42	37	4625
12	0,43	31	3875
13	0,43	24	3000



BRI	DNS	NVX	VOL
14	0,44	35	4375
15	0,44	31	3875
16	0,45	29	3625
17	0,46	25	3125
18	0,46	31	3875
19	0,47	35	4375
20	0,47	41	5125
21	0,48	31	3875
22	0,49	31	3875
23	0,49	29	3625
24	0,5	40	5000
25	0,5	27	3375
26	0,51	27	3375
27	0,52	30	3750
28	0,52	25	3125
29	0,53	20	2500
30	0,53	32	4000
31	0,54	27	3375
32	0,54	27	3375
33	0,55	25	3125
34	0,56	21	2625
35	0,56	26	3250
36	0,57	25	3125
37	0,57	22	2750
38	0,58	36	4500
39	0,59	23	2875
40	0,59	24	3000
41	0,6	23	2875
42	0,6	27	3375
43	0,61	27	3375





BRI	DNS	NVX	VOL
44	0,62	29	3625
45	0,62	27	3375
46	0,63	23	2875
47	0,63	24	3000
48	0,64	32	4000
49	0,65	26	3250
50	0,65	21	2625
51	0,66	26	3250
52	0,66	21	2625
53	0,67	28	3500
54	0,68	31	3875
55	0,68	23	2875
56	0,69	29	3625
57	0,69	37	4625
58	0,7	24	3000
59	0,71	26	3250
60	0,71	28	3500
61	0,72	25	3125
62	0,72	31	3875
63	0,73	20	2500
64	0,74	30	3750
65	0,74	26	3250
66	0,75	17	2125
67	0,75	26	3250
68	0,76	30	3750
69	0,77	27	3375
70	0,77	34	4250
71	0,78	26	3250
72	0,78	28	3500
73	0,79	23	2875



BRI	DNS	NVX	VOL
74	0,79	24	3000
75	0,8	23	2875
76	0,81	37	4625
77	0,81	37	4625
78	0,82	30	3750
79	0,82	38	4750
80	0,83	33	4125
81	0,84	23	2875
82	0,84	40	5000
83	0,85	25	3125
84	0,85	27	3375
85	0,86	38	4750
86	0,87	38	4750
87	0,87	25	3125
88	0,88	34	4250
89	0,88	35	4375
90	0,89	29	3625
91	0,9	37	4625
92	0,9	39	4875
93	0,91	39	4875
94	0,91	40	5000
95	0,92	33	4125
96	0,93	35	4375
97	0,93	28	3500
98	0,94	37	4625
99	0,94	35	4375
100	0,95	32	4000
101	0,96	36	4500
102	0,96	31	3875
103	0,97	33	4125



BRI	DNS	NVX	VOL
104	0,97	38	4750
105	0,98	29	3625
106	0,99	45	5625
107	0,99	39	4875
108	1	31	3875
109	1	38	4750
110	1,01	41	5125
111	1,02	38	4750
112	1,02	33	4125
113	1,03	35	4375
114	1,03	33	4125
115	1,04	43	5375
116	1,04	37	4625
117	1,05	46	5750
118	1,06	35	4375
119	1,06	43	5375
120	1,07	34	4250
121	1,07	27	3375
122	1,08	38	4750
123	1,09	31	3875
124	1,09	25	3125
125	1,1	35	4375
126	1,1	35	4375
127	1,11	34	4250
128	1,12	44	5500
129	1,12	30	3750
130	1,13	34	4250
131	1,13	20	2500
132	1,14	36	4500
133	1,15	30	3750



BRI	DNS	NVX	VOL
134	1,15	25	3125
<b>135</b>	<b>1,16</b>	<b>21</b>	<b>2625</b>
136	1,16	26	3250
<b>137</b>	<b>1,17</b>	<b>31</b>	<b>3875</b>
138	1,18	25	3125
<b>139</b>	<b>1,18</b>	<b>25</b>	<b>3125</b>
140	1,19	22	2750
<b>141</b>	<b>1,19</b>	<b>28</b>	<b>3500</b>
142	1,2	24	3000
<b>143</b>	<b>1,21</b>	<b>24</b>	<b>3000</b>
144	1,21	24	3000
<b>145</b>	<b>1,22</b>	<b>16</b>	<b>2000</b>
146	1,22	19	2375
<b>147</b>	<b>1,23</b>	<b>24</b>	<b>3000</b>
148	1,24	14	1750
<b>149</b>	<b>1,24</b>	<b>17</b>	<b>2125</b>
150	1,25	30	3750
<b>151</b>	<b>1,25</b>	<b>20</b>	<b>2500</b>
152	1,26	13	1625
<b>153</b>	<b>1,27</b>	<b>15</b>	<b>1875</b>
154	1,27	19	2375
<b>155</b>	<b>1,28</b>	<b>23</b>	<b>2875</b>
156	1,28	12	1500
<b>157</b>	<b>1,29</b>	<b>18</b>	<b>2250</b>
158	1,29	16	2000
<b>159</b>	<b>1,3</b>	<b>15</b>	<b>1875</b>
160	1,31	21	2625
<b>161</b>	<b>1,31</b>	<b>23</b>	<b>2875</b>
162	1,32	17	2125
<b>163</b>	<b>1,32</b>	<b>18</b>	<b>2250</b>

BRI	DNS	NVX	VOL
164	1,33	16	2000
<b>165</b>	<b>1,34</b>	<b>18</b>	<b>2250</b>
166	1,34	10	1250
<b>167</b>	<b>1,35</b>	<b>11</b>	<b>1375</b>
168	1,35	18	2250
<b>169</b>	<b>1,36</b>	<b>11</b>	<b>1375</b>
170	1,37	6	750
<b>171</b>	<b>1,37</b>	<b>13</b>	<b>1625</b>
172	1,38	11	1375
<b>173</b>	<b>1,38</b>	<b>14</b>	<b>1750</b>
174	1,39	11	1375
<b>175</b>	<b>1,4</b>	<b>16</b>	<b>2000</b>
176	1,4	12	1500
<b>177</b>	<b>1,41</b>	<b>14</b>	<b>1750</b>
178	1,41	12	1500
<b>179</b>	<b>1,42</b>	<b>11</b>	<b>1375</b>
180	1,43	18	2250
<b>181</b>	<b>1,43</b>	<b>11</b>	<b>1375</b>
182	1,44	10	1250
<b>183</b>	<b>1,44</b>	<b>7</b>	<b>875</b>
184	1,45	14	1750
<b>185</b>	<b>1,46</b>	<b>16</b>	<b>2000</b>
186	1,46	3	375
<b>187</b>	<b>1,47</b>	<b>11</b>	<b>1375</b>
188	1,47	11	1375
<b>189</b>	<b>1,48</b>	<b>9</b>	<b>1125</b>
190	1,49	5	625
<b>191</b>	<b>1,49</b>	<b>9</b>	<b>1125</b>
192	1,5	10	1250
<b>193</b>	<b>1,5</b>	<b>8</b>	<b>1000</b>



BRI	DNS	NVX	VOL
194	1,51	8	1000
195	1,52	7	875
196	1,52	7	875
197	1,53	9	1125
198	1,53	8	1000
199	1,54	10	1250
200	1,54	9	1125
201	1,55	9	1125
202	1,56	7	875
203	1,56	14	1750
204	1,57	7	875
205	1,57	1	125
206	1,58	10	1250
207	1,59	9	1125
208	1,59	6	750
209	1,6	8	1000
210	1,6	10	1250
211	1,61	9	1125
212	1,62	7	875
213	1,62	10	1250
214	1,63	5	625
215	1,63	3	375
216	1,64	7	875
217	1,65	13	1625
218	1,65	9	1125
219	1,66	9	1125
220	1,66	10	1250
221	1,67	11	1375
222	1,68	12	1500
223	1,68	8	1000

BRI	DNS	NVX	VOL
224	1,69	7	875
225	1,69	11	1375
226	1,7	7	875
227	1,71	11	1375
228	1,71	8	1000
229	1,72	11	1375
230	1,72	11	1375
231	1,73	9	1125
232	1,74	12	1500
233	1,74	11	1375
234	1,75	12	1500
235	1,75	13	1625
236	1,76	15	1875
237	1,77	11	1375
238	1,77	6	750
239	1,78	8	1000
240	1,78	10	1250
241	1,79	7	875
242	1,79	13	1625
243	1,8	6	750
244	1,81	9	1125
245	1,81	10	1250
246	1,82	12	1500
247	1,82	6	750
248	1,83	14	1750
249	1,84	7	875
250	1,84	17	2125
251	1,85	13	1625
252	1,85	18	2250
253	1,86	16	2000



BRI	DNS	NVX	VOL
254	1,87	48	6000
255	1,87	84	10500



## 2 Resección de un modelo volumétrico de 5 mm de resolución

La tabla mostrada en este apartado, incluida a modo de ejemplo de la información de resección generada por **calRES**. Contiene información relativa a la resección producida por un implante similar al tipo Charnley y por un objeto supresor de hueso que reseca la cabeza de un fémur que se puede ver en la imagen de la derecha. Estos son los resultados que se almacenan en el archivo de texto que se puede grabar al determinar la resección ósea con **calRES**. La información se categoriza en cuatro grupos distintos.

### MODELO DE VOXELES

Hace referencia a los datos del modelo de voxeles utilizado y contiene la misma información que el archivo que se puede grabar al generar el modelo de sólidos de voxeles.

### RESECCIÓN DE IMPLANTE

Los datos de las columnas que se indican a continuación hacen referencia a aquellos voxeles reseca- dos única y exclusivamente por el implante. La columna **NCI** indica el número de voxeles que ha sido comple- tamente reseca- do y la columna **VCI** el volumen total reseca- do referente a los voxeles que han sido reseca- dos completamente. Por otra parte, la columna **NPI** indica el número de voxeles que ha sido reseca- do parcialmente y la columna **VPI** el volumen total reseca- do referente a los voxeles que han sido reseca- dos parcialmente. Toda esta información se indica para los 255 niveles de brillo del modelo de voxeles.

### RESECCIÓN DE OSH

Los datos de las columnas que se indican a continuación hacen referencia a aquellos voxeles reseca- dos única y exclusivamente por el objeto supresor de hueso que reseca la cabeza femoral. La columna **NCO** indica el número de voxeles que ha sido completamente reseca- do y la columna **VCO** el volumen total reseca- do referente a los voxeles que han sido reseca- dos completamente. Por otra parte, la columna **NPO** indica el número de voxeles que ha sido reseca- do parcialmente y la columna **VPO** el volumen total reseca- do referente a los voxeles que han sido reseca- dos parcialmente. Toda esta información se indica para los 255 niveles de brillo del modelo de voxeles.

### RESECCIÓN CONJUNTA

Los datos de las columnas que se indican a continuación hacen referencia a aquellos voxeles reseca- dos conjuntamente por el implante y por el objeto supresor de hueso, es decir, por ambos agentes de la resección. La columna **NCT** indica el número de voxeles que ha sido completamente reseca- do y la columna **VCT** el volumen total reseca- do referente a los voxeles que han sido reseca- dos completamente. Por otra parte, la columna **NPT** indica el número de voxeles que ha sido reseca- do parcialmente y la columna **VPT** el volu- men total reseca- do referente a los voxeles que han sido reseca- dos parcialmente. Toda esta información se indica para los 255 niveles de brillo del modelo de voxeles.

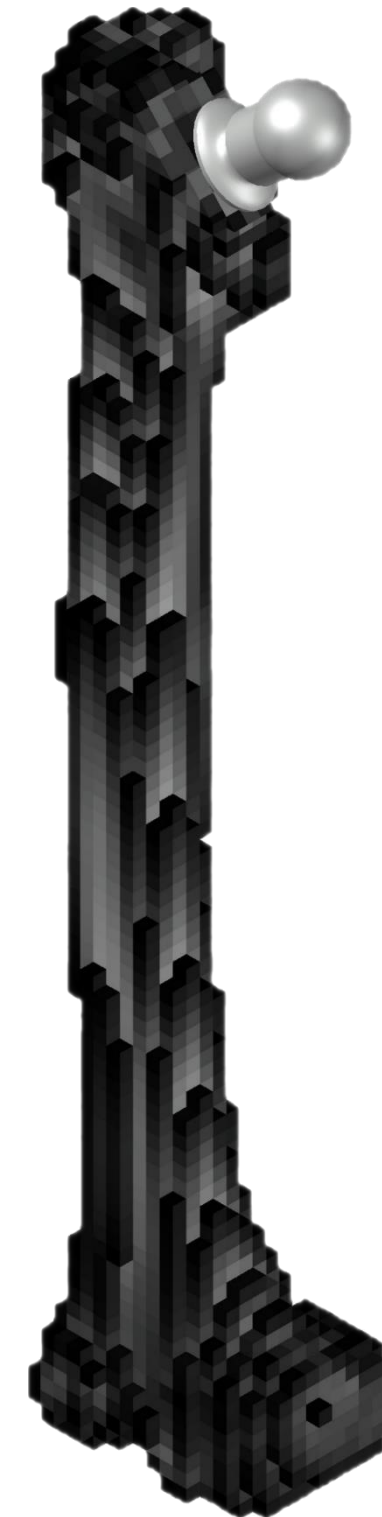


Figura 10.1 Modelo de voxeles de un fémur con su cabeza reseca- da y un implante Charnley

## cálculo de resección ósea

modelo de voxeles

5913 voxeles | 5 mm de resolución

implante

Charnley

objeto supresor de hueso

resección de la cabeza femoral

MODELO DE VOXELES				RESECCION DE IMPLANTE				RESECCION DE OSH				RESECCION CONJUNTA			
BRI	DNS	NVX	VOL	NCI	VCI	NPI	VPI	NCO	VCO	NPO	VPO	NCT	VCT	NPT	VPT
1	0,36	95	11875	0	0	0	0,000	18	2250	1	35,208	0	0	0	0,000
2	0,37	73	9125	0	0	0	0,000	4	500	2	127,793	0	0	0	0,000
3	0,37	44	5500	0	0	0	0,000	5	625	0	0,000	0	0	0	0,000
4	0,38	38	4750	0	0	0	0,000	4	500	0	0,000	0	0	0	0,000
5	0,38	38	4750	0	0	0	0,000	4	500	2	35,767	0	0	0	0,000
6	0,39	31	3875	0	0	0	0,000	8	1000	1	67,889	0	0	0	0,000
7	0,4	37	4625	0	0	1	69,503	3	375	0	0,000	0	0	0	0,000
8	0,4	34	4250	0	0	2	109,042	4	500	4	168,657	0	0	2	110,161
9	0,41	25	3125	0	0	1	37,731	2	250	1	67,889	0	0	1	105,620
10	0,41	32	4000	0	0	0	0,000	1	125	0	0,000	0	0	0	0,000
11	0,42	37	4625	0	0	4	246,739	3	375	0	0,000	0	0	0	0,000
12	0,43	31	3875	0	0	0	0,000	2	250	1	97,778	0	0	0	0,000
13	0,43	24	3000	0	0	2	24,488	2	250	0	0,000	0	0	0	0,000
14	0,44	35	4375	0	0	1	35,259	2	250	0	0,000	0	0	0	0,000
15	0,44	31	3875	0	0	1	10,240	3	375	1	5,326	0	0	1	15,566
16	0,45	29	3625	0	0	2	13,172	6	750	1	124,999	0	0	1	124,999
17	0,46	25	3125	0	0	3	220,546	2	250	0	0,000	0	0	0	0,000
18	0,46	31	3875	0	0	2	7,709	2	250	1	124,999	0	0	0	0,000
19	0,47	35	4375	0	0	2	131,078	2	250	0	0,000	0	0	0	0,000
20	0,47	41	5125	0	0	0	0,000	2	250	0	0,000	0	0	0	0,000
21	0,48	31	3875	0	0	4	10,810	3	375	1	35,208	0	0	0	0,000
22	0,49	31	3875	0	0	2	177,513	1	125	0	0,000	0	0	0	0,000
23	0,49	29	3625	0	0	1	26,409	1	125	0	0,000	0	0	0	0,000

BRI	DNS	NVX	VOL	NCI	VCI	NPI	VPI	NCO	VCO	NPO	VPO	NCT	VCT	NPT	VPT
24	0,5	40	5000	0	0	1	10,218	3	375	0	0,000	0	0	0	0,000
25	0,5	27	3375	0	0	2	55,325	3	375	0	0,000	0	0	0	0,000
26	0,51	27	3375	0	0	3	156,781	5	625	1	124,999	0	0	1	124,999
27	0,52	30	3750	0	0	0	0,000	2	250	0	0,000	0	0	0	0,000
28	0,52	25	3125	0	0	0	0,000	0	0	0	0,000	0	0	0	0,000
29	0,53	20	2500	0	0	0	0,000	2	250	0	0,000	0	0	0	0,000
30	0,53	32	4000	0	0	2	73,775	3	375	0	0,000	0	0	0	0,000
31	0,54	27	3375	0	0	2	4,518	1	125	1	97,778	0	0	1	102,022
32	0,54	27	3375	0	0	0	0,000	0	0	1	56,152	0	0	0	0,000
33	0,55	25	3125	0	0	1	1,835	2	250	0	0,000	0	0	0	0,000
34	0,56	21	2625	0	0	1	4,027	1	125	0	0,000	0	0	0	0,000
35	0,56	26	3250	0	0	1	38,219	0	0	1	35,208	0	0	0	0,000
36	0,57	25	3125	0	0	2	51,577	1	125	0	0,000	0	0	0	0,000
37	0,57	22	2750	0	0	3	238,685	2	250	0	0,000	0	0	0	0,000
38	0,58	36	4500	0	0	1	0,000	4	500	0	0,000	0	0	0	0,000
39	0,59	23	2875	0	0	1	2,699	4	500	0	0,000	0	0	0	0,000
40	0,59	24	3000	0	0	1	111,224	5	625	0	0,000	0	0	0	0,000
41	0,6	23	2875	0	0	0	0,000	5	625	0	0,000	0	0	0	0,000
42	0,6	27	3375	0	0	2	29,157	2	250	0	0,000	0	0	0	0,000
43	0,61	27	3375	0	0	5	101,022	3	375	1	56,152	0	0	1	58,011
44	0,62	29	3625	0	0	4	268,630	2	250	1	89,031	0	0	1	104,060
45	0,62	27	3375	0	0	1	2,957	2	250	0	0,000	0	0	0	0,000
46	0,63	23	2875	0	0	2	83,787	4	500	1	67,889	0	0	1	124,982
47	0,63	24	3000	0	0	1	69,405	4	500	0	0,000	0	0	0	0,000
48	0,64	32	4000	0	0	3	317,481	4	500	0	0,000	0	0	0	0,000
49	0,65	26	3250	0	0	1	67,714	0	0	1	89,031	0	0	0	0,000
50	0,65	21	2625	0	0	1	0,003	2	250	0	0,000	0	0	0	0,000
51	0,66	26	3250	0	0	2	178,822	2	250	1	0,560	1	125	0	0,000
52	0,66	21	2625	0	0	0	0,000	0	0	0	0,000	0	0	0	0,000
53	0,67	28	3500	0	0	2	157,653	1	125	1	79,068	0	0	1	111,759

BRI	DNS	NVX	VOL	NCI	VCI	NPI	VPI	NCO	VCO	NPO	VPO	NCT	VCT	NPT	VPT
54	0,68	31	3875	0	0	1	46,439	1	125	0	0,000	0	0	0	0,000
55	0,68	23	2875	0	0	1	34,813	4	500	0	0,000	0	0	0	0,000
56	0,69	29	3625	0	0	2	102,577	1	125	1	124,999	0	0	1	125,000
57	0,69	37	4625	0	0	1	120,026	5	625	1	79,068	0	0	0	0,000
58	0,7	24	3000	0	0	0	0,000	4	500	1	124,999	0	0	0	0,000
59	0,71	26	3250	0	0	1	33,173	3	375	0	0,000	0	0	0	0,000
60	0,71	28	3500	0	0	0	0,000	3	375	1	45,072	0	0	0	0,000
61	0,72	25	3125	0	0	5	283,563	4	500	3	249,142	0	0	1	76,423
62	0,72	31	3875	0	0	1	11,684	5	625	0	0,000	0	0	0	0,000
63	0,73	20	2500	0	0	0	0,000	2	250	0	0,000	0	0	0	0,000
64	0,74	30	3750	0	0	2	17,950	3	375	0	0,000	0	0	0	0,000
65	0,74	26	3250	0	0	1	69,244	4	500	0	0,000	0	0	0	0,000
66	0,75	17	2125	0	0	0	0,000	2	250	0	0,000	0	0	0	0,000
67	0,75	26	3250	0	0	1	7,458	2	250	0	0,000	0	0	0	0,000
68	0,76	30	3750	0	0	2	49,419	3	375	0	0,000	0	0	0	0,000
69	0,77	27	3375	0	0	3	243,253	4	500	0	0,000	0	0	0	0,000
70	0,77	34	4250	0	0	2	89,055	2	250	2	124,041	0	0	0	0,000
71	0,78	26	3250	0	0	0	0,000	3	375	1	67,889	0	0	0	0,000
72	0,78	28	3500	0	0	1	8,163	4	500	0	0,000	0	0	0	0,000
73	0,79	23	2875	0	0	2	86,802	0	0	0	0,000	0	0	0	0,000
74	0,79	24	3000	0	0	1	60,316	5	625	0	0,000	0	0	0	0,000
75	0,8	23	2875	0	0	1	56,434	1	125	0	0,000	0	0	0	0,000
76	0,81	37	4625	1	125	1	37,920	4	500	0	0,000	0	0	0	0,000
77	0,81	37	4625	0	0	3	175,045	8	1000	1	97,778	0	0	1	97,833
78	0,82	30	3750	0	0	2	142,170	3	375	1	124,341	0	0	0	0,000
79	0,82	38	4750	0	0	2	39,599	7	875	1	2,335	0	0	0	0,000
80	0,83	33	4125	0	0	0	0,000	3	375	0	0,000	0	0	0	0,000
81	0,84	23	2875	0	0	1	110,393	2	250	2	169,413	0	0	0	0,000
82	0,84	40	5000	0	0	1	36,530	8	1000	0	0,000	0	0	0	0,000
83	0,85	25	3125	0	0	2	91,616	4	500	1	56,152	0	0	1	64,244

BRI	DNS	NVX	VOL	NCI	VCI	NPI	VPI	NCO	VCO	NPO	VPO	NCT	VCT	NPT	VPT
84	0,85	27	3375	0	0	2	112,426	3	375	0	0,000	0	0	0	0,000
85	0,86	38	4750	0	0	1	122,046	6	750	0	0,000	0	0	0	0,000
86	0,87	38	4750	0	0	1	51,789	9	1125	0	0,000	0	0	0	0,000
87	0,87	25	3125	0	0	0	0,000	3	375	0	0,000	0	0	0	0,000
88	0,88	34	4250	0	0	0	0,000	4	500	0	0,000	0	0	0	0,000
89	0,88	35	4375	0	0	1	107,712	7	875	0	0,000	0	0	0	0,000
90	0,89	29	3625	0	0	0	0,000	5	625	0	0,000	0	0	0	0,000
91	0,9	37	4625	0	0	1	64,380	3	375	1	45,072	0	0	0	0,000
92	0,9	39	4875	0	0	1	124,315	7	875	0	0,000	0	0	0	0,000
93	0,91	39	4875	0	0	0	0,000	6	750	1	0,560	0	0	0	0,000
94	0,91	40	5000	0	0	3	60,004	8	1000	1	79,068	0	0	1	125,000
95	0,92	33	4125	0	0	1	66,276	8	1000	0	0,000	0	0	0	0,000
96	0,93	35	4375	0	0	2	141,997	10	1250	0	0,000	0	0	0	0,000
97	0,93	28	3500	0	0	0	0,000	5	625	0	0,000	0	0	0	0,000
98	0,94	37	4625	0	0	2	132,741	2	250	1	2,335	0	0	1	10,533
99	0,94	35	4375	1	125	1	2,406	7	875	0	0,000	0	0	0	0,000
100	0,95	32	4000	0	0	0	0,000	6	750	0	0,000	0	0	0	0,000
101	0,96	36	4500	0	0	0	0,000	7	875	0	0,000	0	0	0	0,000
102	0,96	31	3875	0	0	1	124,964	5	625	0	0,000	0	0	0	0,000
103	0,97	33	4125	0	0	1	123,663	4	500	0	0,000	0	0	0	0,000
104	0,97	38	4750	0	0	0	0,000	9	1125	0	0,000	0	0	0	0,000
105	0,98	29	3625	0	0	0	0,000	4	500	0	0,000	0	0	0	0,000
106	0,99	45	5625	0	0	0	0,000	5	625	0	0,000	0	0	0	0,000
107	0,99	39	4875	0	0	0	0,000	7	875	0	0,000	0	0	0	0,000
108	1	31	3875	0	0	0	0,000	6	750	1	124,341	0	0	0	0,000
109	1	38	4750	0	0	0	0,000	9	1125	1	124,341	0	0	0	0,000
110	1,01	41	5125	0	0	0	0,000	10	1250	0	0,000	0	0	0	0,000
111	1,02	38	4750	0	0	0	0,000	9	1125	0	0,000	0	0	0	0,000
112	1,02	33	4125	0	0	0	0,000	9	1125	1	124,999	0	0	0	0,000
113	1,03	35	4375	0	0	4	118,126	4	500	1	56,152	0	0	1	56,170

BRI	DNS	NVX	VOL	NCI	VCI	NPI	VPI	NCO	VCO	NPO	VPO	NCT	VCT	NPT	VPT
114	1,03	33	4125	1	125	0	0,000	4	500	0	0,000	0	0	0	0,000
115	1,04	43	5375	0	0	1	111,515	9	1125	0	0,000	0	0	0	0,000
116	1,04	37	4625	0	0	0	0,000	8	1000	1	45,072	0	0	0	0,000
117	1,05	46	5750	0	0	1	50,605	7	875	0	0,000	0	0	0	0,000
118	1,06	35	4375	0	0	2	176,803	4	500	0	0,000	0	0	0	0,000
119	1,06	43	5375	0	0	1	0,000	10	1250	0	0,000	0	0	0	0,000
120	1,07	34	4250	0	0	0	0,000	10	1250	0	0,000	0	0	0	0,000
121	1,07	27	3375	0	0	1	11,850	2	250	0	0,000	0	0	0	0,000
122	1,08	38	4750	0	0	0	0,000	11	1375	0	0,000	0	0	0	0,000
123	1,09	31	3875	0	0	1	0,569	7	875	0	0,000	0	0	0	0,000
124	1,09	25	3125	0	0	0	0,000	4	500	0	0,000	0	0	0	0,000
125	1,1	35	4375	0	0	1	66,403	7	875	2	178,618	0	0	0	0,000
126	1,1	35	4375	0	0	0	0,000	8	1000	1	124,341	0	0	0	0,000
127	1,11	34	4250	0	0	1	1,760	3	375	1	45,072	0	0	0	0,000
128	1,12	44	5500	0	0	1	69,837	6	750	0	0,000	0	0	0	0,000
129	1,12	30	3750	0	0	0	0,000	9	1125	0	0,000	0	0	0	0,000
130	1,13	34	4250	0	0	1	1,803	6	750	1	122,466	0	0	0	0,000
131	1,13	20	2500	0	0	1	118,248	4	500	0	0,000	0	0	0	0,000
132	1,14	36	4500	0	0	1	28,905	5	625	0	0,000	0	0	0	0,000
133	1,15	30	3750	0	0	0	0,000	7	875	0	0,000	0	0	0	0,000
134	1,15	25	3125	0	0	0	0,000	3	375	0	0,000	0	0	0	0,000
135	1,16	21	2625	0	0	2	0,208	3	375	2	204,067	0	0	1	124,999
136	1,16	26	3250	0	0	0	0,000	7	875	0	0,000	0	0	0	0,000
137	1,17	31	3875	0	0	0	0,000	9	1125	0	0,000	0	0	0	0,000
138	1,18	25	3125	0	0	0	0,000	4	500	0	0,000	0	0	0	0,000
139	1,18	25	3125	0	0	1	2,643	6	750	0	0,000	0	0	0	0,000
140	1,19	22	2750	0	0	0	0,000	6	750	0	0,000	0	0	0	0,000
141	1,19	28	3500	0	0	0	0,000	4	500	1	2,335	0	0	0	0,000
142	1,2	24	3000	0	0	0	0,000	3	375	0	0,000	0	0	0	0,000
143	1,21	24	3000	0	0	2	17,565	4	500	1	79,068	0	0	1	96,633

BRI	DNS	NVX	VOL	NCI	VCI	NPI	VPI	NCO	VCO	NPO	VPO	NCT	VCT	NPT	VPT
144	1,21	24	3000	0	0	1	124,596	6	750	0	0,000	0	0	0	0,000
145	1,22	16	2000	0	0	1	3,044	4	500	0	0,000	0	0	0	0,000
146	1,22	19	2375	0	0	1	101,567	4	500	0	0,000	0	0	0	0,000
147	1,23	24	3000	0	0	0	0,000	5	625	0	0,000	0	0	0	0,000
148	1,24	14	1750	0	0	0	0,000	2	250	0	0,000	0	0	0	0,000
149	1,24	17	2125	0	0	0	0,000	2	250	0	0,000	0	0	0	0,000
150	1,25	30	3750	0	0	1	17,783	4	500	0	0,000	0	0	0	0,000
151	1,25	20	2500	0	0	1	115,454	3	375	0	0,000	0	0	0	0,000
152	1,26	13	1625	0	0	0	0,000	2	250	0	0,000	0	0	0	0,000
153	1,27	15	1875	0	0	3	164,142	3	375	0	0,000	0	0	0	0,000
154	1,27	19	2375	0	0	3	169,863	3	375	0	0,000	0	0	0	0,000
155	1,28	23	2875	0	0	0	0,000	5	625	0	0,000	0	0	0	0,000
156	1,28	12	1500	0	0	0	0,000	2	250	0	0,000	0	0	0	0,000
157	1,29	18	2250	0	0	0	0,000	6	750	0	0,000	0	0	0	0,000
158	1,29	16	2000	0	0	0	0,000	1	125	0	0,000	0	0	0	0,000
159	1,3	15	1875	0	0	1	0,866	4	500	0	0,000	0	0	0	0,000
160	1,31	21	2625	0	0	1	5,115	6	750	0	0,000	0	0	0	0,000
161	1,31	23	2875	0	0	2	8,145	6	750	0	0,000	0	0	0	0,000
162	1,32	17	2125	0	0	0	0,000	1	125	0	0,000	0	0	0	0,000
163	1,32	18	2250	0	0	1	14,958	0	0	1	67,889	0	0	1	82,847
164	1,33	16	2000	0	0	2	51,496	0	0	2	89,591	0	0	2	141,087
165	1,34	18	2250	0	0	0	0,000	3	375	0	0,000	0	0	0	0,000
166	1,34	10	1250	0	0	0	0,000	2	250	0	0,000	0	0	0	0,000
167	1,35	11	1375	0	0	1	42,070	1	125	0	0,000	0	0	0	0,000
168	1,35	18	2250	0	0	1	12,962	1	125	0	0,000	0	0	0	0,000
169	1,36	11	1375	0	0	1	4,666	1	125	0	0,000	0	0	0	0,000
170	1,37	6	750	0	0	0	0,000	2	250	0	0,000	0	0	0	0,000
171	1,37	13	1625	0	0	0	0,000	1	125	0	0,000	0	0	0	0,000
172	1,38	11	1375	0	0	0	0,000	1	125	0	0,000	0	0	0	0,000
173	1,38	14	1750	0	0	1	66,209	2	250	1	89,031	0	0	0	0,000

BRI	DNS	NVX	VOL	NCI	VCI	NPI	VPI	NCO	VCO	NPO	VPO	NCT	VCT	NPT	VPT
174	1,39	11	1375	0	0	0	0,000	0	0	0	0,000	0	0	0	0,000
175	1,4	16	2000	0	0	0	0,000	1	125	0	0,000	0	0	0	0,000
176	1,4	12	1500	0	0	1	6,818	1	125	0	0,000	0	0	0	0,000
177	1,41	14	1750	0	0	1	98,410	1	125	1	5,326	0	0	0	0,000
178	1,41	12	1500	0	0	2	43,164	2	250	0	0,000	0	0	0	0,000
179	1,42	11	1375	0	0	1	10,172	1	125	0	0,000	0	0	0	0,000
180	1,43	18	2250	0	0	1	118,497	0	0	1	2,335	0	0	1	120,832
181	1,43	11	1375	0	0	0	0,000	0	0	0	0,000	0	0	0	0,000
182	1,44	10	1250	0	0	0	0,000	0	0	0	0,000	0	0	0	0,000
183	1,44	7	875	0	0	1	16,112	0	0	0	0,000	0	0	0	0,000
184	1,45	14	1750	0	0	0	0,000	1	125	0	0,000	0	0	0	0,000
185	1,46	16	2000	0	0	0	0,000	0	0	0	0,000	0	0	0	0,000
186	1,46	3	375	0	0	0	0,000	0	0	0	0,000	0	0	0	0,000
187	1,47	11	1375	0	0	0	0,000	0	0	0	0,000	0	0	0	0,000
188	1,47	11	1375	0	0	0	0,000	0	0	0	0,000	0	0	0	0,000
189	1,48	9	1125	0	0	1	13,724	0	0	0	0,000	0	0	0	0,000
190	1,49	5	625	0	0	1	0,014	0	0	0	0,000	0	0	0	0,000
191	1,49	9	1125	0	0	0	0,000	0	0	0	0,000	0	0	0	0,000
192	1,5	10	1250	0	0	0	0,000	0	0	0	0,000	0	0	0	0,000
193	1,5	8	1000	0	0	0	0,000	0	0	0	0,000	0	0	0	0,000
194	1,51	8	1000	0	0	0	0,000	0	0	0	0,000	0	0	0	0,000
195	1,52	7	875	0	0	2	173,017	0	0	0	0,000	0	0	0	0,000
196	1,52	7	875	0	0	2	3,439	0	0	0	0,000	0	0	0	0,000
197	1,53	9	1125	0	0	0	0,000	0	0	0	0,000	0	0	0	0,000
198	1,53	8	1000	0	0	0	0,000	0	0	0	0,000	0	0	0	0,000
199	1,54	10	1250	0	0	1	2,036	0	0	0	0,000	0	0	0	0,000
200	1,54	9	1125	0	0	0	0,000	0	0	0	0,000	0	0	0	0,000
201	1,55	9	1125	0	0	0	0,000	0	0	0	0,000	0	0	0	0,000
202	1,56	7	875	0	0	0	0,000	0	0	0	0,000	0	0	0	0,000
203	1,56	14	1750	0	0	1	52,622	0	0	0	0,000	0	0	0	0,000



BRI	DNS	NVX	VOL	NCI	VCI	NPI	VPI	NCO	VCO	NPO	VPO	NCT	VCT	NPT	VPT
204	1,57	7	875	0	0	2	41,778	0	0	0	0,000	0	0	0	0,000
205	1,57	1	125	0	0	0	0,000	0	0	0	0,000	0	0	0	0,000
206	1,58	10	1250	0	0	0	0,000	0	0	0	0,000	0	0	0	0,000
207	1,59	9	1125	0	0	1	0,024	0	0	0	0,000	0	0	0	0,000
208	1,59	6	750	0	0	0	0,000	1	125	0	0,000	0	0	0	0,000
209	1,6	8	1000	0	0	0	0,000	1	125	0	0,000	0	0	0	0,000
210	1,6	10	1250	0	0	0	0,000	0	0	0	0,000	0	0	0	0,000
211	1,61	9	1125	0	0	1	22,557	0	0	0	0,000	0	0	0	0,000
212	1,62	7	875	0	0	1	30,164	0	0	0	0,000	0	0	0	0,000
213	1,62	10	1250	0	0	1	72,090	0	0	0	0,000	0	0	0	0,000
214	1,63	5	625	0	0	0	0,000	0	0	0	0,000	0	0	0	0,000
215	1,63	3	375	0	0	0	0,000	0	0	0	0,000	0	0	0	0,000
216	1,64	7	875	0	0	0	0,000	0	0	0	0,000	0	0	0	0,000
217	1,65	13	1625	0	0	1	4,480	0	0	0	0,000	0	0	0	0,000
218	1,65	9	1125	0	0	1	35,590	0	0	0	0,000	0	0	0	0,000
219	1,66	9	1125	0	0	1	1,785	0	0	0	0,000	0	0	0	0,000
220	1,66	10	1250	0	0	0	0,000	0	0	0	0,000	0	0	0	0,000
221	1,67	11	1375	0	0	1	109,817	0	0	0	0,000	0	0	0	0,000
222	1,68	12	1500	0	0	0	0,000	0	0	0	0,000	0	0	0	0,000
223	1,68	8	1000	0	0	0	0,000	0	0	0	0,000	0	0	0	0,000
224	1,69	7	875	0	0	1	10,771	0	0	0	0,000	0	0	0	0,000
225	1,69	11	1375	0	0	2	74,746	0	0	1	5,326	0	0	1	59,527
226	1,7	7	875	0	0	1	64,152	0	0	0	0,000	0	0	0	0,000
227	1,71	11	1375	0	0	0	0,000	0	0	0	0,000	0	0	0	0,000
228	1,71	8	1000	0	0	0	0,000	0	0	0	0,000	0	0	0	0,000
229	1,72	11	1375	0	0	0	0,000	0	0	0	0,000	0	0	0	0,000
230	1,72	11	1375	0	0	0	0,000	0	0	0	0,000	0	0	0	0,000
231	1,73	9	1125	0	0	0	0,000	0	0	0	0,000	0	0	0	0,000
232	1,74	12	1500	0	0	2	194,816	0	0	0	0,000	0	0	0	0,000
233	1,74	11	1375	0	0	0	0,000	0	0	0	0,000	0	0	0	0,000

BRI	DNS	NVX	VOL	NCI	VCI	NPI	VPI	NCO	VCO	NPO	VPO	NCT	VCT	NPT	VPT
234	1,75	12	1500	0	0	0	0,000	0	0	0	0,000	0	0	0	0,000
235	1,75	13	1625	0	0	2	34,089	0	0	0	0,000	0	0	0	0,000
236	1,76	15	1875	0	0	1	38,137	0	0	0	0,000	0	0	0	0,000
237	1,77	11	1375	0	0	1	0,781	0	0	0	0,000	0	0	0	0,000
238	1,77	6	750	0	0	0	0,000	0	0	0	0,000	0	0	0	0,000
239	1,78	8	1000	0	0	0	0,000	0	0	0	0,000	0	0	0	0,000
240	1,78	10	1250	0	0	0	0,000	0	0	0	0,000	0	0	0	0,000
241	1,79	7	875	0	0	1	31,285	0	0	1	89,031	0	0	1	120,317
242	1,79	13	1625	0	0	3	33,231	0	0	1	5,326	0	0	1	28,719
243	1,8	6	750	0	0	1	14,005	0	0	0	0,000	0	0	0	0,000
244	1,81	9	1125	0	0	0	0,000	0	0	0	0,000	0	0	0	0,000
245	1,81	10	1250	0	0	2	77,952	0	0	0	0,000	0	0	0	0,000
246	1,82	12	1500	0	0	0	0,000	0	0	0	0,000	0	0	0	0,000
247	1,82	6	750	0	0	0	0,000	0	0	0	0,000	0	0	0	0,000
248	1,83	14	1750	0	0	4	51,621	0	0	0	0,000	0	0	0	0,000
249	1,84	7	875	0	0	0	0,000	0	0	0	0,000	0	0	0	0,000
250	1,84	17	2125	0	0	2	80,290	0	0	0	0,000	0	0	0	0,000
251	1,85	13	1625	0	0	1	30,212	0	0	0	0,000	0	0	0	0,000
252	1,85	18	2250	0	0	3	98,674	0	0	0	0,000	0	0	0	0,000
253	1,86	16	2000	0	0	1	3,843	0	0	0	0,000	0	0	0	0,000
254	1,87	48	6000	0	0	5	69,726	0	0	0	0,000	0	0	0	0,000
255	1,87	84	10500	0	0	3	19,905	0	0	0	0,000	0	0	0	0,000