

VT03D: Metodología para evaluación del estado tensional interno óseo en intervenciones quirúrgicas virtuales



VT03D: Methodology for assessing the internal stress of bones after virtual surgeries



Jorge Rocés-García, Rafael Álvarez-Cuervo, Jorge Alonso-González, Alexandra Borja-Gonzalo, Nicolás Corujo-Morán

Universidad de Oviedo. EPI Gijón. Campus de Gijón. EDO6 - 33203 Gijón. Tfno: +34 985 182636.

DOI: <http://dx.doi.org/10.6036/7592> | Recibido: 23/03/2015 • Aceptado: 14/05/2015

ABSTRACT

• There are many biomechanical researches to assess or predict the behaviour of a bone when certain efforts are applied or when a prosthetic element is implanted. The present study proposes a new tool with a low computational cost. This tool accelerates the virtual assess of the biomechanical behaviour of a bone after adding an implant. This paper presents a case of a femur after a THR surgery.

To start with, we use a specific software developed by the authors, which generate voxel models of bones and prosthesis in AutoCAD®. Based on these models, we can obtain two other FEM models to calculate the internal bone stress and make a comparison between the stress before and after the surgery. To improve the assessment of stress changes, we create a new voxel model representing the decreases and increases in each node considered. This methodology allows specialists and designers to quickly verify future damage in bone remodelling after implantation of the prosthesis.

• **Keywords:** Biomechanics, voxel, FEM, stress changes, hip prosthesis, virtual surgery.

RESUMEN

Existen multitud de estudios biomecánicos que buscan determinar o predecir el comportamiento biomecánico de un hueso sometido a determinados esfuerzos o al que se incorpora un elemento protésico. En el presente estudio se propone una nueva metodología general, con un bajo coste computacional, que acelera la evaluación virtual del comportamiento biomecánico de un hueso tras la inserción de un implante. En este artículo se presenta un caso de un fémur tras la implantación de un vástago de cadera.

Se parte de las tomografías que permiten generar modelos virtuales del hueso sano y del mismo hueso con la prótesis implantada. Los dos modelos se han generado con vóxeles sobre el software AutoCAD®, con un programa desarrollado por los autores. Dichos modelos permiten calcular las tensiones internas óseas (MEF) y realizar una comparación, nodo a nodo, de dichas tensiones antes y después de la intervención.

Para evaluar visualmente la modificación de las tensiones se propone la generación de un nuevo modelo de vóxeles que represente con una escala de color los decrementos e incrementos en las tensiones de cada nodo considerado. La herramienta permite a los especialistas y diseñadores comprobar rápidamente en tres

dimensiones los daños futuros en la remodelación ósea tras la implantación de una prótesis.

Palabras clave: Biomecánica, vóxel, MEF, variación tensional, prótesis cadera, intervenciones quirúrgicas virtuales.

1. INTRODUCCIÓN

Algunos de los problemas más importantes asociados al desarrollo de la biomecánica corresponden al elevado coste de la experimentación, la imposibilidad en muchos casos de realizar ensayos reales o personalizados y la dificultad de aislar el efecto de cada uno de los factores involucrados. Gracias a los modelos virtuales creados con un software de CAD se pueden realizar análisis mecánicos mediante el MEF, con los que puede determinarse el estado tensional interno del hueso, entre otros posibles estudios biomecánicos. Con el fin de simular las reacciones del hueso a las condiciones de carga fisiológicas y no fisiológicas, se han generado modelos de elementos finitos del fémur proximal desde mediados de la década de 1970 [1-5]. Muchos son los investigadores que han empleado modelos virtuales de huesos o prótesis basados en modelos estándar de mallas para diversas aplicaciones quirúrgicas [6] y han demostrado su validez y efectividad.

Sin embargo, dado que los materiales óseos no son isotrópicos sino anisotrópicos y ortotrópicos [7-10], es conveniente desarrollar modelos con diversas propiedades en diferentes puntos para simular su comportamiento de una forma más fidedigna respecto a las situaciones fisiológicas in vivo. Para conseguir esto empleando modelos de mallas, deben emplearse programas comerciales de alto coste económico y computacional u otras técnicas [11-13] que permitan asignar a los modelos virtuales de huesos empleados en estudios MEF, las propiedades mecánicas del tejido óseo en cada nodo de un mallado tridimensional, a partir de la información contenida en series de tomografías.

Por ello, esta investigación utiliza modelos basados en vóxeles, también conocidos y aplicados en campos diversos de la ciencia y la ingeniería. Los modelos de vóxeles permiten asignar directamente las propiedades mecánicas de pequeños volúmenes del modelo en la misma posición espacial en que el material del hueso posee esas propiedades. En biomecánica, los vóxeles se aplican con éxito a la simulación de sistemas músculo-esqueléticos [14], instrumental quirúrgico e implantes [15], para planificar, ensayar y perfeccionar intervenciones reales sin poner en riesgo la vida de los pacientes. De manera análoga, modelos de vóxeles de huesos aislados o de una articulación, puede emplearse para obtener los

estados tensionales internos del tejido óseo [16] y sus variaciones ante la implantación de un sistema protésico [7]. Este tipo de investigaciones proporcionan información que permite predecir el comportamiento "in vivo" de implantes o afinar su diseño sin someter a los pacientes a cirugía.

En esta investigación se han generado modelos de vóxeles hexaédricos regulares con un nuevo software propio. La distribución espacial de dichos vóxeles permite un mallado MEF también hexaédrico regular, lo que requiere un gasto computacional mucho menor que el empleado para generar los mismos objetos mediante modelos de mallas. Gracias a la disposición espacial de los nodos del mallado hexaédrico regular, los modelos de vóxeles permiten realizar una comparación sencilla, nodo a nodo, de la variación del estado tensional en un hueso tras la incorporación de un implante. Dadas sus ventajas frente a los modelos de mallas, la metodología que se propone en el presente estudio está dirigida al empleo de huesos de fémur y vástagos de prótesis de cadera basados en modelos de vóxeles.

2. MATERIALES Y MÉTODOS

La metodología propuesta en este trabajo parte de las tomografías de un fémur humano con las que se generan modelos de vóxeles y de superficies. Con esos modelos se han realizado estudios de elementos finitos para determinar las tensiones internas del hueso y evaluar las variaciones del estado tensional interno óseo del hueso tras la implantación virtual de una prótesis (Fig. 1).

Los modelos de vóxeles utilizados permiten calcular, con un bajo coste computacional, las modificaciones de las tensiones internas óseas. Todos los cálculos se han realizado con un computador estándar con procesador dual y 8GB de RAM. El tiempo de preparación de los modelos no supera los 40 minutos, mientras que el tiempo de cómputo no supera las 3 horas. Esto significa que cualquier técnico o diseñador podría comprobar el comportamiento de sus diseños en menos de 5 horas.

Los modelos se han generado con el software modVOX® [17], desarrollado por los autores. Los modelos óseos de vóxeles han sido utilizados en muchas investigaciones previas, tales como la simulación de intervenciones quirúrgicas [18,19] y otros estudios de sistemas biomecánicos [20-23]. Sin embargo, modVOX® es un software nuevo en la comunidad científica, por lo que en este trabajo se han validado los modelos de vóxeles de modVOX®, utilizando como referencia modelos de superficies generados con un software de reconocido prestigio, Mimics®.

2.1. GENERACIÓN DE MODELOS

La metodología utiliza como datos de partida una serie de tomografías estándar del hueso a modelar adquiridas a intervalos equidistantes de 1 mm de separación. Las tomografías proporcionan información de la densidad de los tejidos en función de las unidades Hounsfield [24-26].

El hueso tomografiado en este estudio es un fémur de un varón de 46 años. El hueso estaba congelado a -20°C, por lo que mantuvo intactas las propiedades mecánicas del tejido vivo [27]. Puesto que las tomografías obtenidas no incluyen tejidos adyacentes al hueso, su procesamiento resulta mucho más sencillo. Una vez procesadas, las tomografías fueron importadas en los programas modVOX® y Mimics® para obtener un modelo de vóxeles y un modelo de superficies del fémur sano respectivamente. Este mismo procedimiento se repitió para obtener otro modelo de vóxeles y otro modelo de superficies del mismo hueso con un vástago de prótesis implantado. Dicho vástago pertenece a una prótesis de cadera diseñada por los autores (Fig. 2). Se ha establecido como posición de implantación del vástago aquella que mantiene los ejes anatómicos del fémur tras la incorporación del vástago de cadera, apoyándolo en la zona cortical interna del canal del fémur.

El programa modVOX®, genera modelos de vóxeles hexaédricos en el espacio de modelado de un programa de CAD. En esta investigación se ha empleado el software AutoCAD y un tamaño de vóxel de 2 mm (Figura 3). Una vez generados, los modelos se exportan a archivos de intercambio, para poder importarlos en el software Ansys® y realizar los cálculos MEF.

En cuanto a los modelos de superficies, su obtención se ha llevado a cabo mediante el programa Mimics®, partiendo de las mismas series de tomografías. El procedimiento para su obtención es



Fig. 2: Vástago de prótesis de cadera utilizado en la investigación

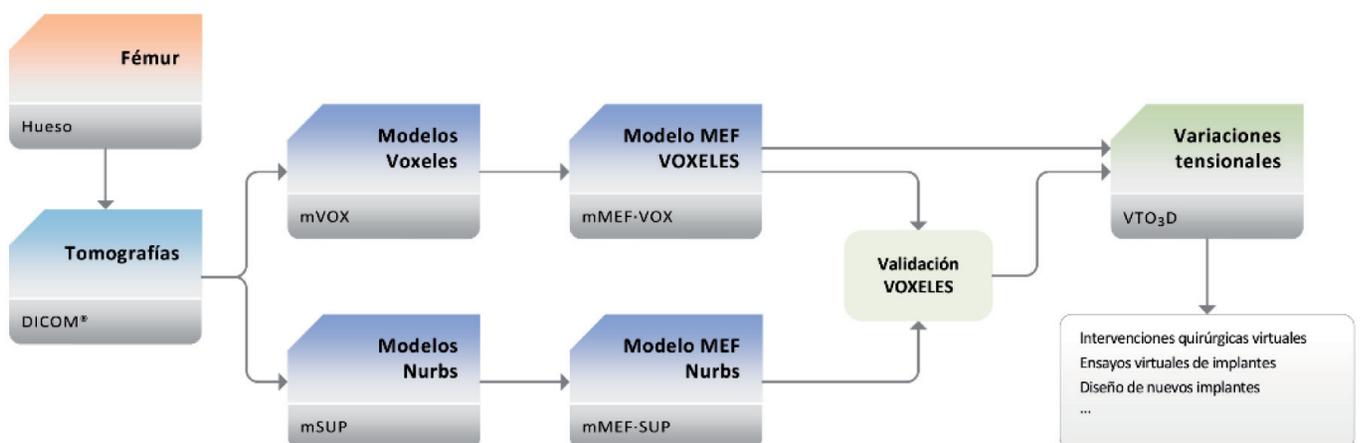


Fig. 1: Metodología general del estudio

diferente al de generación de los modelos de vóxeles. En este caso se importaron las tomografías procesadas al software Mimics® para crear un modelo de superficies. A continuación se exportaron los modelos al módulo 3-Matic® para proceder a su mallado. En él se generó una malla tridimensional con elementos tetraédricos de 4 nodos (solid185). Posteriormente, los modelos vuelven a ser procesados en Mimics® para asignarles las propiedades de los materiales. Los modelos de superficies parten de los mismos parámetros para la selección de materiales asignados directamente por el software Mimics® al mallado generado con 3-Matic® (Figura 4).

El resultado de esta fase de la metodología es la obtención de dos modelos de superficies: uno del hueso sano y otro del fémur con la prótesis de cadera insertada en la misma posición de implantación que en modelo de vóxeles. Una vez generados, los datos son exportados a archivos en el formato nativo de Ansys® para obtener modelos MEF y hacer los cálculos tensionales propuestos.

2.2. ANÁLISIS MEF

En la realización de los análisis por elementos finitos de los modelos creados se han definido las mismas condiciones de contorno para poder comparar y evaluar las tensiones internas óseas de los casos de estudio. En los cuatro modelos MEF descritos se ha incorporado un estado de cargas sobre el fémur proximal, teniendo en cuenta las fuerzas de la articulación y del músculo abductor,

definido por Bergmann en su estudio de 2001 [28]. La fijación del hueso se ha realizado en los nodos exteriores del fémur distal, desde los cóndilos hasta una cota de 150 mm [33].

En cuanto al mallado, para los modelos de vóxeles se ha utilizado un elemento tipo solid45 del software Ansys®, hexaédrico de 8 nodos y de tamaño 1 mm para que la malla resultante se adapte a la morfología del modelo de vóxeles. Este mallado es homogéneo, por lo que disminuye los tiempos de cálculo de tensiones. Además, los nodos de los dos modelos de vóxeles (con y sin vástago) tendrán las mismas coordenadas (x,y,z) y se podrá realizar una comparación directa de las tensiones en cada nodo. El resultado es un modelo del fémur sano con 664.837 nodos y un modelo del fémur con el vástago implantado de 580.044 nodos. Sin embargo, en los modelos de superficies no puede realizarse un mallado hexaédrico homogéneo debido a su morfología. Se ha utilizado una malla tetraédrica del software Mimics®, como la descrita anteriormente. El resultado es un modelo de superficies de fémur sano con 379.616 nodos y un modelo de fémur con la prótesis implantada de 308.242 nodos.

La asignación de propiedades del tejido óseo al modelo de vóxeles se ha realizado aplicando las relaciones empíricas entre las unidades Hounsfield (HU), la densidad (g/cm³) y el módulo elástico del material (E, MPa) [29-31]. Los valores definitivos de dichas densidades se muestran en la Tabla 1.

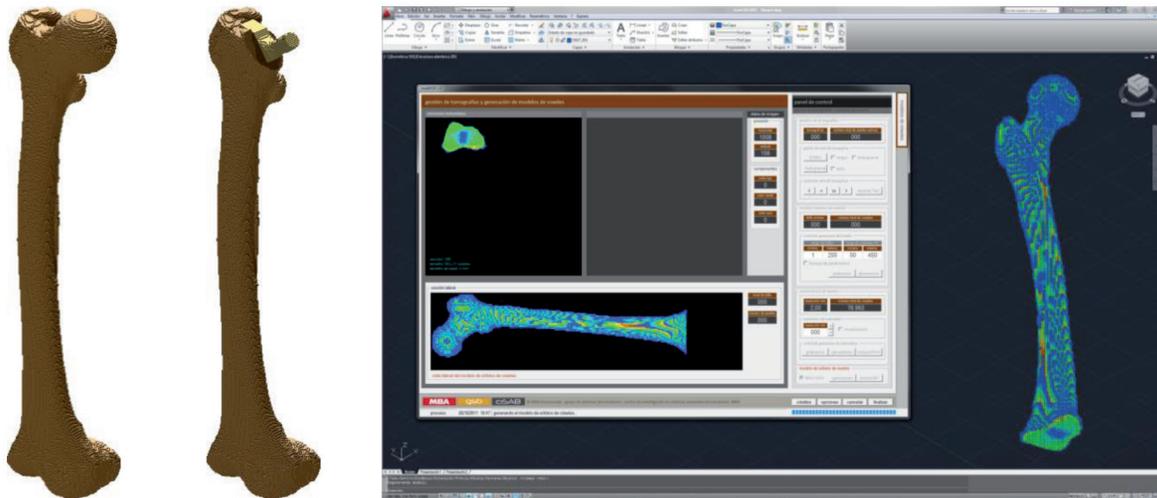


Fig. 3: Generación del modelo de vóxeles en AutoCAD®

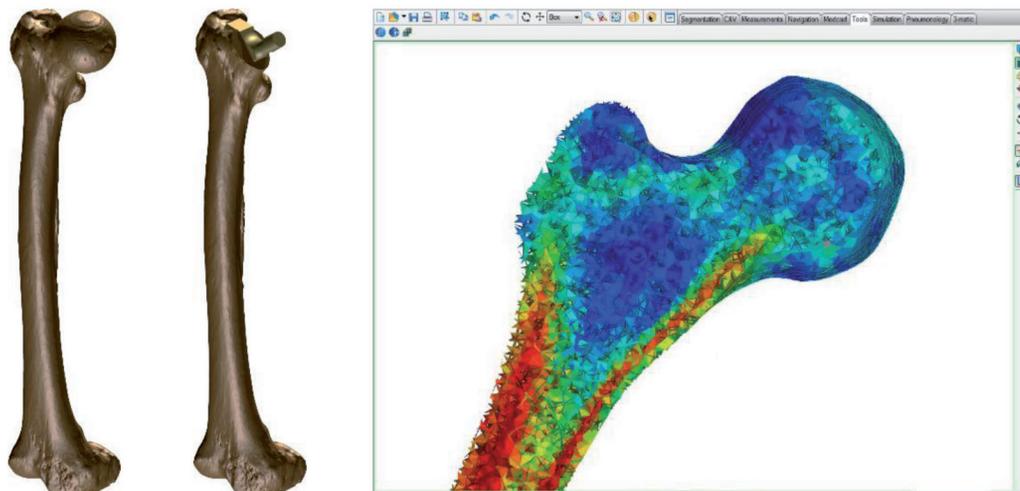


Fig. 4: Generación del modelo de superficies en Mimics

Material	Densidad (g/cm ³)	Módulo Elástico (Mpa)	Coefficiente de Poisson
1	0.31	76.48	0.200
2	0.50	312.42	0.200
3	0.68	811.18	0.250
4	0.87	1671.17	0.250
5	1.05	2990.79	0.250
6	1.24	4868.46	0.300
7	1.42	7402.59	0.300
8	1.61	10691.59	0.300
9	1.79	14833.85	0.300
10	1.98	19927.81	0.300
Prótesis	4.51	117000.00	0.342

Tabla 1: Propiedades de los materiales

En modVOX[®] se crea de forma automática una capa de AutoCAD[®] para cada material óseo considerado, a las que se asignan los vóxeles correspondientes a dichos materiales. Se han considerado 10 rangos de valores de densidad, lo que implica que el modelo final tendrá 10 capas. Las propiedades de esos 10 materiales se asignan en el software Ansys[®]. En el caso de modelos de superficies la asignación se realiza en Mimics[®] tras el mallado del fémur.

2.3. VALIDACIÓN DE LOS MODELOS DE VÓXELES

Una vez obtenidos los modelos MEF, se lleva a cabo la validación de los modelos de vóxeles frente a los modelos de superficies, centrando la comparación en determinadas zonas del hueso. Los resultados de las tensiones obtenidas se han comparado en 6 zonas de control (Figura 5) que han sido elegidos en base a su importancia anatómica, según Grün [32]. Las zonas se definen como volúmenes prismáticos en el interior del fémur proximal. Así, se han considerado dos zonas de control en la cabeza del fémur (1 y 2), siguiendo la transmisión de las cargas, dos zonas a la altura del trocánter menor (3 y 4) y otras dos zonas centradas en el canal medular (5 y 6).

Se acepta que una buena correlación entre los valores de la tensión interna del fémur en dichas zonas servirá para validar los modelos de vóxeles utilizados. Para ello, se han calculado las medias de las tensiones en cada zona de control calculando la suma de las tensiones de todos los nodos entre el número de nodos del interior de la zona de control considerada. La comparación entre las zonas de control del modelo de vóxeles frente al modelo de superficies se ha considerado como factor de validación.



Fig. 5: Zonas de control para la validación de los modelos de vóxeles

2.4. COMPARACIÓN TENSIONAL Y REPRESENTACIÓN DEL VTO3D

La metodología propuesta en este trabajo se completa, una vez validados los modelos de vóxeles, con la comparación tensional en cada nodo entre el fémur sano y el fémur con la prótesis implantada. El mallado hexaédrico regular de los modelos de vóxeles permite una comparación sencilla, nodo a nodo, de las tensiones internas del hueso. Se puede, por tanto, comparar el nodo de coordenadas (x,y,z) del fémur sano con el nodo de mismas coordenadas del fémur con prótesis. Eliminando los nodos correspondientes a la prótesis y a la osteotomía de la cabeza del fémur, se obtiene un conjunto de nodos comparables para realizar la evaluación tensional. Así, se podría realizar una media de las modificaciones tensionales de todos los nodos comparados. Sin embargo dicha media no aportaría una información fácilmente interpretable.

En este trabajo se propone una representación tridimensional de las desviaciones positivas o negativas de las tensiones en cada nodo. Se ha desarrollado una herramienta, denominada VTO3D, que genera el nuevo modelo de vóxeles con la representación de las desviaciones en las tensiones, sobre el entorno de CAD del programa AutoCAD[®]. VTO3D crea un vóxel por cada nodo comparable, asignándolo a una capa con un determinado color en función de la desviación tensional.

3. RESULTADOS

Una vez calculadas las tensiones de cada uno de los modelos de fémur estudiados, se han generado imágenes de cortes coronales (Figura 6) para realizar una primera evaluación visual. Al

			Zonas de control					
			1	2	3	4	5	6
Fémur sano	Superficies	Tensión	4,758	7,248	1,959	1,774	3,790	4,044
		Nodos	1562	1216	1057	1021	3363	3578
	Vóxeles	Tensión	4,675	7,168	2,076	2,219	4,168	4,398
		Nodos	2730	2002	1638	1760	5472	6069
	ΔT_m		0,083	0,08	0,117	0,445	0,378	0,354
Fémur con prótesis	Superficies	Tensión	-	-	2,529	2,535	4,375	6,848
		Nodos	-	-	389	2687	7182	7354
	Vóxeles	Tensión	-	-	2,1	2,673	4,772	6,529
		Nodos	-	-	214	1593	4028	4235
	ΔT_m		-	-	0,429	0,138	0,397	0,319

Tabla 2: Comparación tensional en las zonas de control

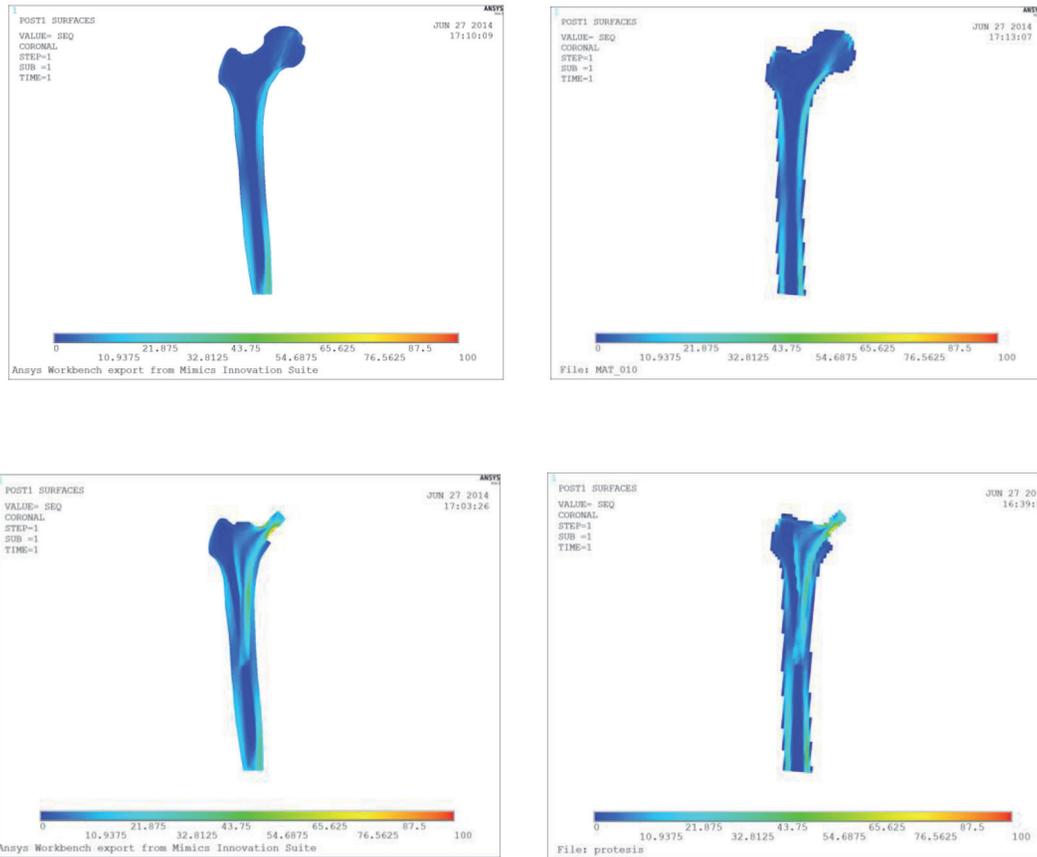


Fig. 6: Cortes coronales de los casos de estudio

comparar dichos cortes coronales de los modelos de vóxeles de fémur sano y fémur con prótesis frente a sus respectivos modelos de superficies, se puede observar la gran similitud de sus estados tensionales.

Sin embargo estas comparaciones son cualitativas y parciales. Para realizar una validación fiable de los modelos de vóxeles, se han utilizado las tensiones en cada nodo de todos los modelos MEF de los casos de estudio y se han calculado las tensiones medias en los volúmenes característicos de la anatomía del fémur (zonas de control). Los nodos internos de las seis zonas o volúmenes prismáticos en el interior del fémur y las tensiones medias (ΔT_m) de cada zona de control se definen en la Tabla 2.

Como se puede observar, en ninguna de las zonas de control se ha superado una diferencia de tensiones de 0,5 MPa. Estas diferencias indican que los modelos de vóxeles tienen un comportamiento biomecánico similar a los de superficies. Considerando que la tensión interna ósea máxima en el fémur es de 48,6 MPa, las diferencias en las tensiones medias de las zonas de control no superan el 1% de dicha tensión máxima.

Una vez validados, los modelos de vóxeles son utilizados para la evaluación de los cambios tensionales propuesta en esta investigación. El mallado hexaédrico regular de estos modelos permite una comparación sencilla, nodo a nodo, de las tensiones internas del hueso. Así, se puede comparar el nodo de coordenadas (x,y,z) del fémur sano con el nodo de mismas coordenadas del fémur con prótesis. Eliminando los nodos correspondientes a la prótesis y a la osteotomía de la cabeza del fémur, se obtiene un conjunto de nodos comparables para realizar la evaluación tensional.

Además, esa comparación tensional del conjunto de nodos de los modelos MEF, permite una representación tridimensional de las desviaciones positivas o negativas de las tensiones en cada nodo. Para este trabajo se ha desarrollado una herramienta que repre-

senta en AutoCAD® un vóxel por cada nodo comparable con una escala de colores en función de la desviación tensional, denominado VTO3D (Figura 10). El entorno de CAD posibilita el control de la visualización, sus colores y los grados de transparencia. Los códigos de colores empleados en la representación del VTO3D se muestran en la Tabla 3.

4. DISCUSIÓN

La metodología propuesta posibilita la realización de estudios relacionados con los estados tensionales de un hueso tras la implantación de una prótesis y su comparación con los estados tensionales del mismo hueso antes de la intervención. Aunque ya existen numerosos estudios físicos realizados sobre huesos utilizando galgas extensiométricas, solo se obtienen las tensiones en la

zona externa cortical del hueso [33,34]. Además el uso estas galgas entraña dificultades en la medición de las tensiones [35]. Sin embargo en este trabajo se han calculado las tensiones internas en el hueso, permitiendo comprobar el comportamiento global del conjunto hueso-prótesis.

La investigación realizada parte de la generación y manipulación de modelos de vóxeles en el programa AutoCAD®. Gracias a estos modelos de vóxeles es posible obtener modelos MEF de bajo coste computacional para la evaluación del comportamiento tensional de un hueso tras la incorporación virtual de una prótesis. La validez de estos modelos ha sido probada en este artículo comparándolos con modelos de superficies generados con un software comercial de reconocido prestigio en el campo de la biomecánica (Mimics®).

Como complemento al cálculo de las variaciones tensionales y para facilitar la interpretación de los resultados, se ha desarrollado una nueva herramienta de visualización tridimensional, que también trabaja sobre el programa AutoCAD®. Se ha conseguido una representación con una escala de colores, que permite visualizar la diferencia de tensiones, en cada nodo, entre el fémur intervenido y el fémur sano. Así, se pueden detectar directamente las zonas que han experimentado gran variación tensional. El desarrollo e imple-

Variación tensional	Valores [MPa]	Color
Decremento elevado	< -5	[Color: Azul claro]
Decremento leve	-5 a -1	[Color: Verde oscuro]
Nula	-1 a 1	Transparente
Aumento leve	1 a 5	[Color: Naranja]
Aumento elevado	> 5	[Color: Rojo oscuro]

Tabla 3: Código de colores en la representación del VTO_{3D}

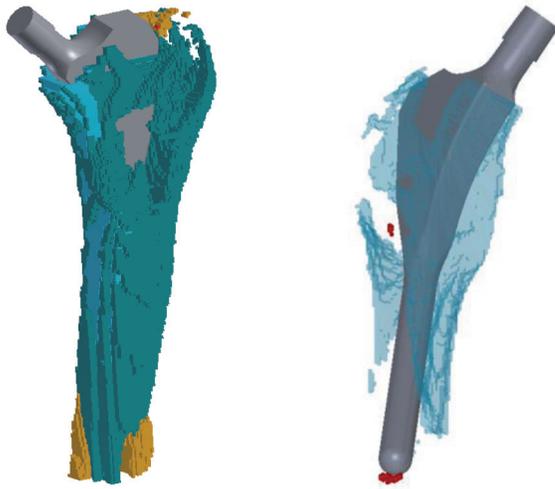


Fig. 10: Representación de la variación tensional interna ósea, VT03D

mentación de una herramienta similar sin la utilización de nuestra metodología general con modelos de vóxeles hexaédricos regulares, requeriría técnicas más complejas de comparación de las tensiones.

Actualmente existen estudios complejos que permiten mejorar el diseño de modelos de prótesis [39]. Nuestra metodología permitiría acelerar notablemente este tipo de estudios. Otras investigaciones tratan de determinar el comportamiento de los vástagos basándose, únicamente, en las tensiones del hueso cortical externo [40]. Sin embargo, en el trabajo presentado se considera el material anisotrópico interno del hueso. La aplicación de nuestra metodología y la representación del VT03D, alertaría de las zonas susceptibles de rediseño o mejora por parte de ingenieros y cirujanos. Poder manejar, en un entorno de CAD, la representación de la variación de las tensiones en el hueso, junto con la prótesis diseñada, permitiría a los especialistas detectar fallos o posibles mejoras en el implante. La representación VT03D puede exportarse a dispositivos móviles, utilizando aplicaciones gratuitas para la visualización de modelos tridimensionales de AutoCAD® (Figura 11), lo que mejora la comunicación entre dichos especialistas.

En un futuro, el uso de esta metodología junto a ciertas características clínicas del paciente, podrían llegar a predecir el

comportamiento futuro del implante, a corto o largo plazo. Conociendo como se modifican las tensiones internas del hueso se puede llegar a predecir cómo será la remodelación ósea tras la implantación de una prótesis [36-38]. Otra posible aplicación futura de esta metodología podría consistir en la realización de un nuevo estudio, empleando los modelos de vóxeles para determinar cómo afecta la posición de implantación de las prótesis. Para ello, se compararían los estados tensionales del hueso sano, frente a los huesos tras la intervención virtual con las prótesis en diferentes posiciones. Esto permitiría conocer la influencia de los diseños de los implantes y del correcto posicionamiento de dichos implantes, de forma virtual, sin realizar pruebas con cadáveres o animales. Así se reduce notablemente, como se ha demostrado, el tiempo de estudio del comportamiento biomecánico de elementos protésicos.

BIBLIOGRAFÍA

- [1] Andriacchi TP, Galante JO, Belytschko TB, et al. "A stress analysis of the femoral stem in total hip prosthesis". *Journal of Bone and Joint Surgery*. Julio 1976. Vol.58. p.618-624.
- [2] Svensson NL, Valliappan S, Wood RD. "Stress analysis of human femur with implanted Charnley prosthesis". *Journal of Biomechanics*. 1977. Vol.10. p.581-588. (doi: [http://dx.doi.org/10.1016/0021-9290\(77\)90038-0](http://dx.doi.org/10.1016/0021-9290(77)90038-0))
- [3] Rohlmann A, Bergmann R, KoKlbel R. "Finite element analysis, its limitations and the relevance of its results to orthopedic surgery as shown by simultaneous experimental measurements". *Zeitschrift fuer Orthopadie*. 1980. Vol.118. p.122-131.
- [4] Rohlmann A, MoKssner U, Bergmann G, et al. "Finite-element-analysis and experimental investigation of stress in a femur". *Journal of Biomedical Engineering*. Julio 1982. Vol.4. p.241-246. (doi: [http://dx.doi.org/10.1016/0141-5425\(82\)90009-7](http://dx.doi.org/10.1016/0141-5425(82)90009-7))
- [5] Rohlmann A, MoKssner U, Bergmann, G. "Finite-element-analysis and experimental investigation in a femur with hip endoprosthesis". *Journal of Biomechanics*. 1983. Vol.16. p.727-742. (doi: [http://dx.doi.org/10.1016/0021-9290\(83\)90082-9](http://dx.doi.org/10.1016/0021-9290(83)90082-9))
- [6] Prendergast PJ. "Finite element models in tissue mechanics and orthopaedic implant design". *Clinical Biomechanics*. Septiembre 1997. Vol.12-6. p.343-366. (doi: [http://dx.doi.org/10.1016/S0268-0033\(97\)00018-1](http://dx.doi.org/10.1016/S0268-0033(97)00018-1))
- [7] Carter DR, Orr TE, Fyhrie DP. "Relationship between loading history and femoral cancellous bone architecture". *Journal of Biomechanics*. Febrero 1989. Vol.22. p.231-244. (doi: [http://dx.doi.org/10.1016/0021-9290\(89\)90091-2](http://dx.doi.org/10.1016/0021-9290(89)90091-2))
- [8] Savvidis E, Stabrey H. "Experimentally ascertained material data from human femoral and an analysis of the direction

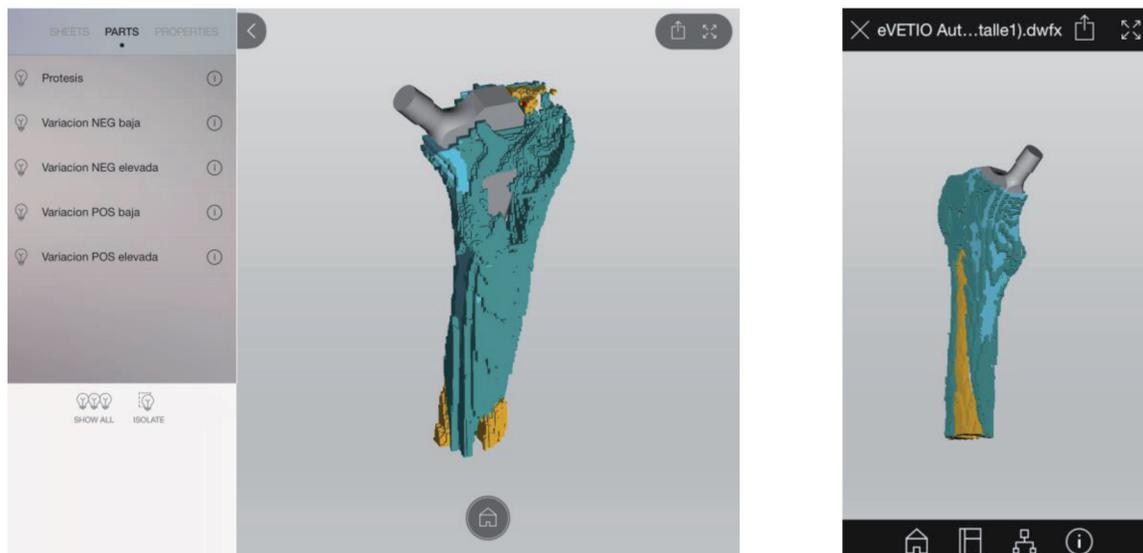


Fig. 11: Representación VT03D sobre aplicaciones móviles