

Otras aplicaciones de la ingeniería estructural: el cuerpo humano y su salud

Unconventional applications of structural engineering: the human body and its health

Javier Oliva Quecedo^a, José María Goicolea^b y Candela Arrieta Bartolomé^c

^a Dr. Ingeniero de Caminos, Canales y Puertos. Materia Ingeniería Civil. Socio fundador. javi.oq@materia-ing.es

^b Dr. Ingeniero de Caminos, Canales y Puertos. Universidad Politécnica de Madrid. Catedrático. jose.goicolea@upm.es

^c Ingeniera Biomédica. Universidad Politécnica de Madrid. Investigadora. c.arrieta@alumnos.upm.es

RESUMEN

La ingeniería estructural se aplica en campos que van más allá del diseño de puentes o edificios. Sin embargo, es habitual que las personas que se dedican a ella se sorprendan al descubrir que los conceptos que emplean a diario ayudan a explicar el comportamiento de ciertos tejidos. Además, estos principios pueden aplicarse en el diagnóstico y tratamiento de ciertas afecciones, que en ocasiones son problemas estructurales similares a los que ven en el día a día. Con este artículo se pretende mostrarles este ámbito de aplicación mediante algunos ejemplos. En ellos se emplean modelos de elementos finitos similares a los utilizados en el cálculo de estructuras, aunque con algunas complejidades adicionales.

ABSTRACT

Structural engineering is applied in fields that go beyond the design of bridges or buildings. However, it is common for engineers who specialize in this area to be unaware of this fact and to be surprised to discover that the concepts they use daily are also important to explain the behaviour of some tissues and in the prognosis or solution of certain conditions; or when they learn that some familiar diseases are actually structural problems similar to those they deal with on a daily basis. This article aims to showcase this area of application through some examples. In these examples, finite element models similar to those used in structural analysis are employed, though with some additional complexities.

PALABRAS CLAVE: tejido óseo, remodelación, elementos finitos, arterias, aorta, válvula, stent, nitinol.

KEYWORDS: bone tissue, remodelling, finite element, arteries, aorta, valve, stent, nitinol.

1. Introducción

La mayoría de ingenieros estructurales desconoce que la disciplina en la que son expertos tiene aplicación directa en el diagnóstico y solución de problemas de salud como afecciones coronarias u óseas, y que ayuda a explicar el comportamiento de ciertos tejidos del cuerpo. Como cualquier estructura, esos tejidos soportan cargas y/o deformaciones

impuestas, y el tratamiento de algunas dolencias es la implantación de estructuras artificiales como prótesis, stents o placas.

Fue un reconocido ingeniero estructural, Carl Culmann, quien observó la relación entre las trayectorias de las tensiones principales en un sólido y la orientación de la estructura interna de los huesos.

Muchas afecciones derivan de cambios en las propiedades mecánicas de los tejidos y otras de cambios en la geometría que dan lugar a peligrosas concentraciones de tensiones.

Con el presente artículo se pretende acercar a los ingenieros estructurales a otras aplicaciones de los conceptos que manejan a diario. En él se presenta de forma resumida el trabajo que ha sido llevado a cabo en los últimos 20 años en la Universidad Politécnica de Madrid, en la Escuela de Caminos al principio, y ahora también en la de Telecomunicaciones dentro del grado de Ingeniería Biomédica.

2. La ingeniería Biomédica

La Ingeniería Biomédica es la aplicación de los principios y metodologías propios de la Ingeniería al estudio de los problemas médicos y biológicos. Dentro de ella, la Biomecánica emplea el conocimiento y las leyes de la Mecánica. Esta ciencia ayuda a entender el funcionamiento motor de los organismos, a caracterizar el comportamiento estructural de tejidos y órganos vivos, a predecir sus cambios debidos a alteraciones y a proponer métodos de intervención artificial [1].

Gracias al rápido desarrollo de los ordenadores, la Biomecánica computacional ha ido adquiriendo cada vez mayor importancia y se aplica a campos tan variados como el diseño y evaluación de prótesis, el análisis del sistema cardiovascular, los implantes dentales, el estudio de lesiones, la ergonomía, el aumento del rendimiento de deportistas o el análisis de impactos en todo tipo de accidentes.

Las bases son en general las mismas que en la ingeniería estructural y es por ello que, hasta la aparición de los estudios en Ingeniería Biomédica, este trabajo ha sido tradicionalmente realizado por ingenieros industriales y de caminos [1,2].

3. Los huesos

Es frecuente oír que el esqueleto es nuestra estructura interna y es cierto que los huesos tienen importantes funciones estructurales: proporcionan apoyo interno al cuerpo, soportan directamente músculos y tendones y protegen órganos vitales de las cavidades craneal y torácica. El tejido óseo es un tejido con algunos componentes mineralizados lo cual hace de él un material rígido y resistente adecuado para realizar esas labores.

3.1 Estructura interna

Realizando un corte en un hueso podemos distinguir con una lupa o incluso a simple vista dos formas diferentes de tejido: el hueso compacto (o cortical) y el hueso esponjoso (o trabecular). La composición de ambos es muy similar, la diferencia principal es la porosidad. El hueso esponjoso es claramente poroso, mientras que el hueso compacto aparece como una masa sólida continua en la que los espacios huecos sólo pueden verse con la ayuda de un microscopio (figura 1). Las diferencias en la distribución del material entre ambos tipos de hueso dan lugar a distintas propiedades mecánicas [3].

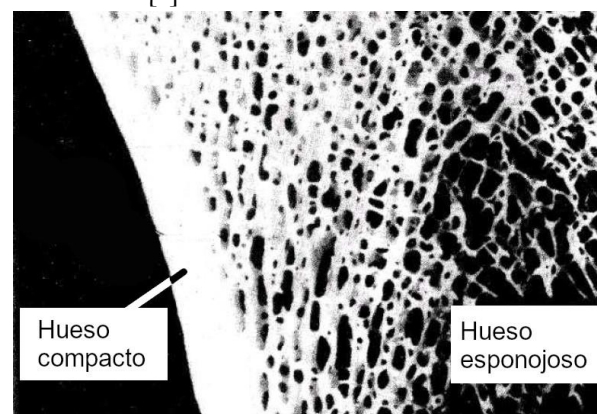


Figura 1. Hueso compacto y hueso esponjoso.

En ciertos lugares la estructura del hueso esponjoso presenta una orientación preferente muy clara, en otros la orientación es más difícil de reconocer. Esa orientación preferencial de las trabéculas es de particular importancia para el

comportamiento estructural del hueso esponjoso [4].

A nivel microscópico el tejido óseo está formado por finas capas o laminillas de alrededor de 5 micras de espesor. Cada laminilla tiene fibras de colágeno paralelas entre sí, pero la dirección de estas fibras cambia en las laminillas vecinas como en los laminados de fibra de vidrio.

3.2 El comportamiento estructural

De forma simplificada el tejido óseo está formado por sales inorgánicas, lo que se conoce como el mineral óseo, y fibras de colágeno. Las primeras aportan resistencia a la compresión y las segundas a la tracción. Por ello el hueso desmineralizado es flexible y resistente a tracción mientras que la ausencia de fibras de colágeno lo convierte en frágil como la porcelana.

El tejido óseo puede alcanzar resistencias de 200 MPa a compresión y de 100 MPa a tracción con un módulo de elasticidad de 15000 MPa, no muy lejano al del hormigón; estos valores solo se presentan en el hueso compacto. El hueso esponjoso tiene a nivel aparente resistencias mucho menores que disminuyen con la densidad; es decir, al aumentar la porosidad. Unos valores de referencia pueden ser 16 y 8

MPa para las resistencias a compresión y tracción, y 150 MPa para el módulo de elasticidad.

En la década de los 60 del siglo XIX, el ingeniero estructural Carl Culmann, pionero de la estática gráfica [5], tuvo la oportunidad de ver unos dibujos de la zona superior del fémur humano que el anatomista G. H. von Meyer estaba preparando. Al ingeniero le llamó la atención el parecido entre esos dibujos y la representación de las trayectorias de las tensiones principales en una barra curva bajo una carga vertical en la cabeza similar a la que soporta este hueso.

En 1867 ambos publican unos dibujos que muestran la arquitectura de la zona superior del fémur y las direcciones principales de tensiones en una barra curva [6]. Esos dibujos, que también contienen el análisis estructural de una viga en voladizo y la representación de un puente en celosía lenticular, marcaron el inicio de las investigaciones acerca de la influencia mecánica en el comportamiento óseo. La figura 2 muestra esos dibujos junto con un corte de la cabeza de un fémur real en el que se puede distinguir la alineación preferencial del hueso esponjoso.

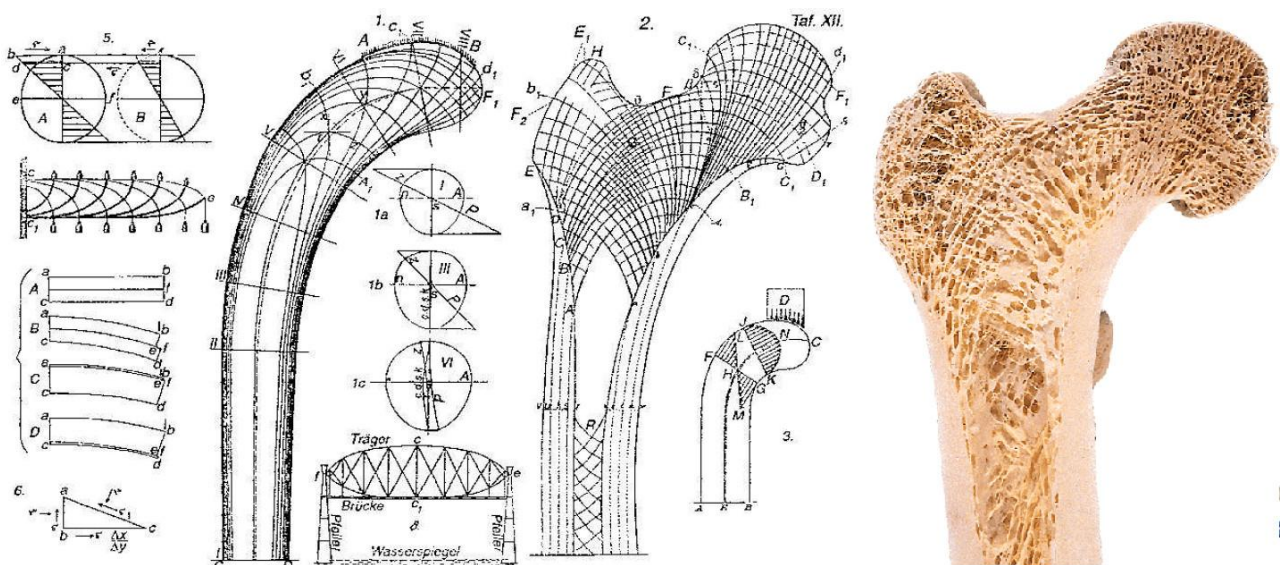


Figura 2. Los dibujos de Culmann y von Meyer y sección longitudinal de la cabeza de un fémur real.

3.3 La remodelación ósea

Los huesos no dejan de renovarse durante la vida del individuo. Ese proceso biológico se conoce como remodelación ósea y es el que permite que los huesos reparen pequeñas lesiones y defectos

Partiendo de los dibujos de Culmann y von Meyer, Julius Wolff planteó su teoría de la remodelación del tejido óseo según la cual el alineamiento óseo trabecular coincide con las trayectorias de las tensiones principales en un sólido ideal de geometría exacta a la del hueso bajo una carga igual a la que soporta éste [7]. En el caso de que el patrón de cargas cambie, las trabéculas se reorientarán para adaptarse a la nueva situación.

La correspondencia biunívoca entre la arquitectura trabecular del hueso real y las trayectorias de las tensiones principales en un cuerpo elástico lineal, continuo, homogéneo e isotrópico con la misma geometría y cargas, es una simplificación excesiva. De ahí derivaría la perpendicularidad entre las trabéculas, del mismo modo en que las direcciones principales son perpendiculares entre sí, y eso fue rechazado muy pronto [8]. Además, el estado de cargas en el hueso real no deja de variar [9].

Actualmente la ley de Wolff se interpreta como la relación entre una arquitectura promedio del hueso y una red de tensiones medias [10]. Esta interpretación es útil cuando se considera el hueso como un medio continuo con propiedades medias aparentes como se hace generalmente en Biomecánica. La hipótesis de Wolff sobre la capacidad del hueso para variar su estructura adaptándola a las posibles alteraciones de las cargas que lo solicitan ha sido confirmada en numerosos estudios experimentales. Por ejemplo, al anular la capacidad de transmisión de cargas del cúbito de animales se observó un reforzamiento del radio [11]. También se ha comprobado que el hueso esponjoso varía su porosidad en función de la magnitud de las

cargas aplicadas, de forma que se hace más denso cuando las cargas aumentan y viceversa, como sucede con los astronautas en condiciones de microgravedad [12].

Para implementar la remodelación en modelos de cálculo es necesario definir el estímulo y la respuesta del proceso remodelador. El tejido óseo, para conservar sus características, necesita un cierto nivel de sollicitación mecánica e intenta autorregularse para mantener ese nivel. Si la estimulación es excesiva, se deposita material adicional hasta reducirla. Por el contrario, si la sollicitación es insuficiente se produce reabsorción de tejido. Así pues, la porosidad o la densidad aparente son habitualmente los parámetros de respuesta. Existe una condición de equilibrio en la que el hueso está bien adaptado a las influencias mecánicas y no se activa el proceso [13].

En el modelo de remodelación de Stanford [14] el estímulo es la tensión en el tejido óseo y el parámetro afectado por la remodelación es la densidad del hueso en cada punto. Con densidades altas, las propiedades mecánicas serán las del hueso compacto. Al subir la porosidad, la rigidez y la resistencia disminuyen. La figura 3 resume el modelo; hay una zona muerta alrededor del valor de equilibrio, cuando la tensión (abscisas) sale de ella comienza la remodelación (ordenadas), que será más rápida cuanto más se aleje la tensión del valor de equilibrio.

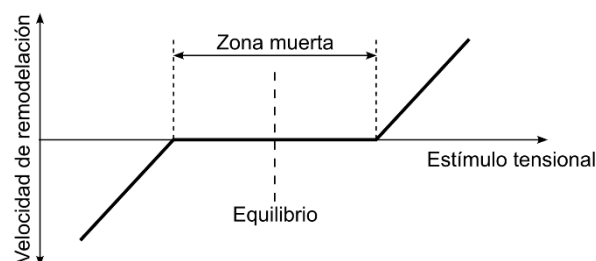


Figura 3. Velocidad de remodelación [14].

3.4 El fémur

El fémur (figura 4) es el hueso más grande del esqueleto humano y se divide en una parte central (la diáfisis) y dos extremos (las epífisis). La parte central es prácticamente cilíndrica y se ensancha hacia los extremos. En el superior destacan la cabeza, que sirve para articular con la cadera, y el cuello, que la une con el resto del hueso. La zona inferior se articula con la rodilla y muestra dos grandes prominencias denominadas cóndilos.

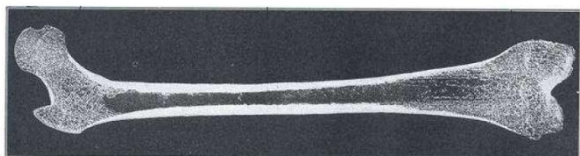


Figura 4. Corte longitudinal de un fémur humano.

El tejido óseo se distribuye en el fémur de forma que las cargas se transmitan desde la cadera a la tibia de forma eficiente. La diáfisis del fémur es un tubo hueco de hueso compacto y es por tanto adecuado para resistir los esfuerzos axiales, flectores y torsores a los que se ve sometida esta parte del hueso. El espesor de la pared se va reduciendo al acercarse a los extremos, quedando sólo una fina capa de hueso cortical en las partes más extremas que están formadas principalmente por hueso esponjoso. Puede verse a simple vista (figura 2) que las trabéculas de la zona superior están alineadas siguiendo ciertas direcciones para soportar eficientemente las cargas que llegan de la cadera y transmitir las a la diáfisis.

El comportamiento estructural del fémur se caracteriza mediante ensayos de flexión (figura 5), torsión y carga cuasi-axial.

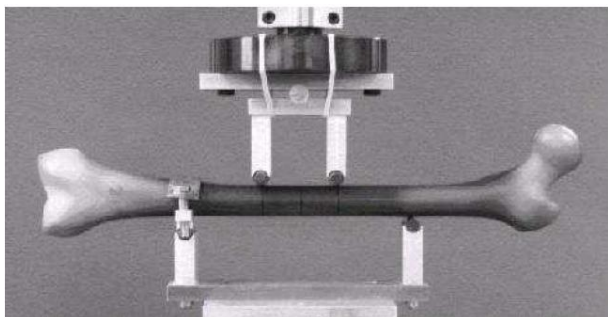


Figura 5. Ensayo a flexión de un fémur humano.

3.5 Simulación numérica

3.5.1. La remodelación

Para determinar la distribución de densidades y de propiedades mecánicas en un fémur se emplea un modelo de elementos finitos sólidos continuo y homogéneo con la forma exterior del hueso. A ese modelo se le aplican las cargas que se producen cada día al caminar [15]. El material es elástico y lineal y en él se implementa el modelo de Stanford de forma que cada elemento va modificando sus propiedades en función del nivel tensional. La figura 6 muestra la distribución de densidad de la cabeza de un fémur a los 100 días, donde el cálculo ya ha convergido y la densidad deja de variar [16].

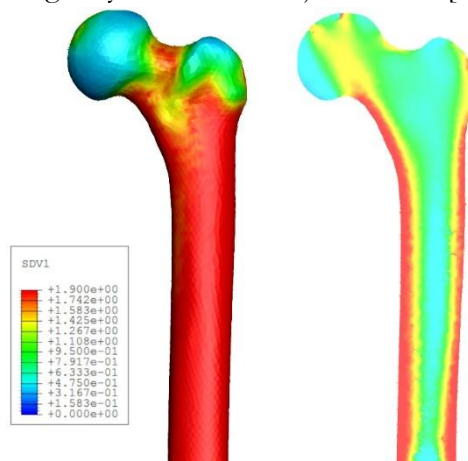


Figura 6. Densidad en la cabeza de un fémur.

La simulación captura satisfactoriamente el campo de densidades real. El tallo tiene una corteza exterior con la densidad del hueso cortical (1900 kg/m^3) y una zona interior con una densidad despreciable. En la cabeza hay una zona de hueso esponjoso denso que conecta la zona de aplicación de las cargas con la pared del tubo como sucede en la mayor parte de huesos reales.

3.5.2. Ensayos de caracterización

Una vez obtenida la distribución del material dentro del hueso, y con ello las propiedades mecánicas en cada punto, se simulan los ensayos de caracterización mecánica del fémur (figura 7).

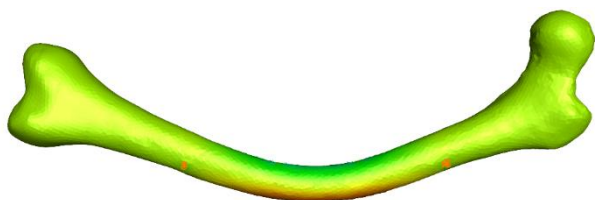


Figura 7. Simulación de ensayo a flexión.

En la tabla 1 se comparan los resultados obtenidos con los de trabajos experimentales sobre huesos reales. La variabilidad en estos últimos es muy grande tanto por las características de cada pieza como por los métodos de conservación. Los valores obtenidos en la simulación coinciden bien con los obtenidos en huesos reales, situándose las rigideces a flexión en el rango alto de los huesos reales. Esto probablemente se deba a que en el modelo de remodelación las cargas de la marcha se aplican en la cabeza del fémur y éste se sujeta en su base, cuando en realidad existen ciertos músculos intermedios que van reduciendo la sollicitación y por tanto la densidad resultante.

Tabla 1. Resultados del análisis de carga.

Ensayo	Parámetro	Modelo	Ensayos
Flexión 1	Rigidez EI [Nm ²]	428	277±81 [17]
Flexión 2	Rigidez EI [Nm ²]	511	369±154 [17]
Carga axial	Rigidez [N/mm]	2700	2470±620 [17]

3.5.3. Impacto frontal en accidentes de tráfico

El programa NCAP [18] limita la carga transmitida en un choque de tráfico frontal a 10 kN para garantizar la integridad estructural del fémur de los ocupantes del vehículo.

Ensayos experimentales [19] han obtenido una carga de rotura de 7.59 ± 1.58 kN con un valor mínimo de 5.7 kN y un máximo de 11.5 kN. En esa campaña de ensayos la rotura más habitual sucedió en el cuello del fémur.

Ese escenario se simula con modelos de fémur remodelados y validados como en los apartados anteriores. Se emplea el criterio de rotura para huesos basado en tensiones propuesto por Cowin [20].

En la figura 8 se muestra el riesgo de fallo para dos fémures diferentes. Uno de ellos rompería teóricamente por el cuello con una carga de $10/1.54=6.5$ kN, encajando muy bien con los resultados experimentales. El otro necesitaría una carga de $10/0.76=13.2$ kN para fallar siendo la zona con más riesgo la diáfisis. La cabeza de esa segunda pieza está particularmente elevada formando el cuello con la diáfisis un ángulo muy obtuso, esa geometría protege al cuello al reducir la flexión. Estos resultados ponen de manifiesto la importancia de la geometría exterior del fémur.

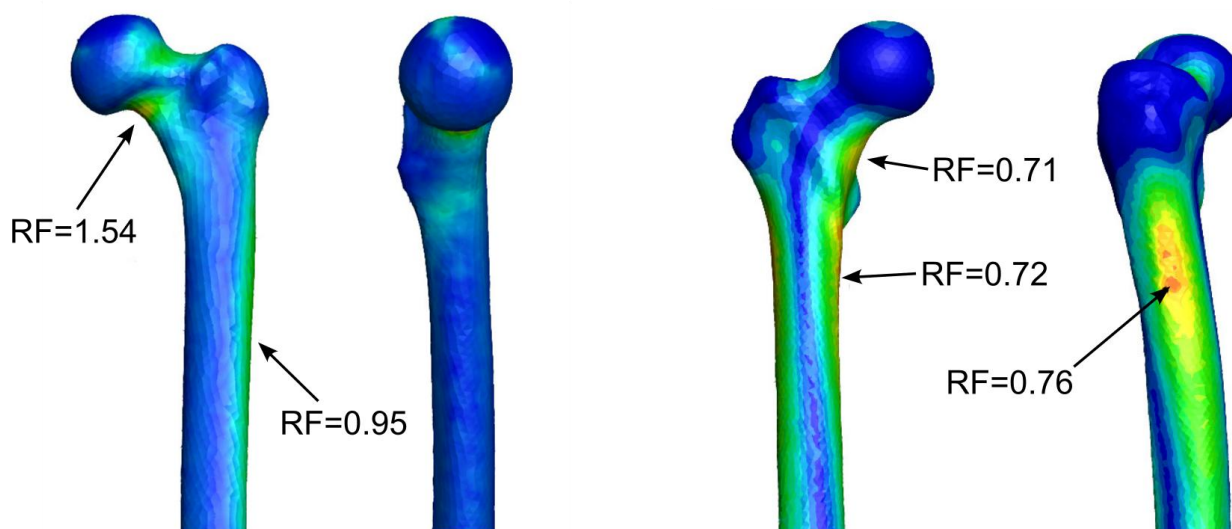


Figura 8. Coeficiente de riesgo de fractura en dos fémures humanos bajo carga cuasi-axial de 10 kN.

4. Las arterias

Las arterias son vasos sanguíneos que transportan sangre rica en oxígeno desde el corazón hacia los tejidos y órganos del cuerpo.

La aorta sale directamente del ventrículo izquierdo del corazón (figura 9) y, tras un tramo ascendente, desciende hasta el nivel de las vértebras lumbares, donde se bifurca en las arterias ilíacas. Es la arteria principal y da origen al resto, excepto a las pulmonares, que salen del ventrículo derecho. En la zona donde la aorta conecta con el corazón se encuentra la válvula aórtica, que consta de tres finas láminas que se abren cuando el ventrículo izquierdo se contrae bombeando sangre y se cierran cuando se relaja, evitando así el reflujo.

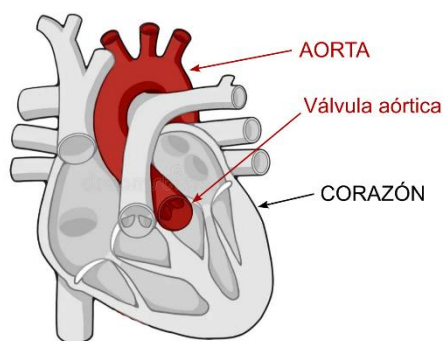


Figura 9. Salida de la aorta del corazón humano.

4.1 Estructura de la aorta

La pared de la aorta consta de tres capas. La interna o íntima está en contacto con la sangre. La media es la capa más gruesa y da rigidez y resistencia mecánica al vaso; contiene elastina y colágeno, que definen su comportamiento estructural. La externa o adventicia ancla el vaso a los órganos circundantes.

4.2 Características mecánicas

El comportamiento estructural de la aorta y otras arterias lo determinan dos proteínas fibrosas: la elastina y el colágeno.

La elastina es el material biológico de comportamiento más lineal que se conoce [21] ya que mantiene sus características elásticas hasta una deformación del 60%.

El colágeno es un elemento estructural básico para tejidos duros, como el hueso, y blandos, como las arterias. Las fibras de colágeno son rígidas y resistentes a tracción. En la pared de la aorta se encuentran muy plegadas. Al actuar las cargas mecánicas e ir estirándose la arteria estas fibras se estiran y alinean aumentando progresivamente la rigidez del vaso en un fenómeno conocido como reclutamiento. Por lo tanto, la aportación del colágeno al comportamiento estructural comienza en niveles de deformación elevados.

La combinación de ambos tipos de fibras da lugar al comportamiento típico de los tejidos blandos que se muestra en la figura 10, donde se observa una rigidización progresiva producida por el reclutamiento de fibras de colágeno.

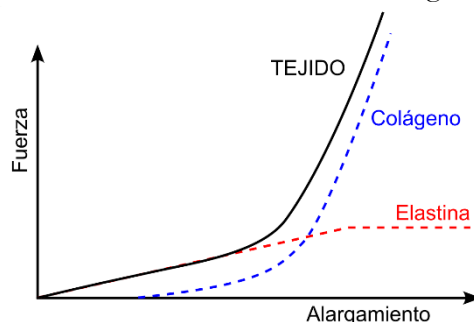


Figura 10. Curva fuerza-alargamiento de arterias.

Al igual que los huesos, las arterias también sufren procesos de adaptación como respuesta a cambios mecánicos. En este caso la remodelación puede modificar tanto las propiedades del tejido como la geometría de la arteria. Además, puede crear tensiones internas que compensen a las externas.

La parte de la aorta cercana al corazón se encuentra sometida a varias acciones mecánicas, siendo las más importantes la presión sanguínea y el movimiento de la raíz aórtica acoplada al corazón.

La presión sanguínea actúa directamente en la pared interior de la aorta en dirección normal a la superficie. Es una carga oscilante que varía durante el ciclo cardíaco. Para una persona adulta normal esta presión oscila entre los valores medios de 80 y 120 mmHg. Estas sollicitaciones cíclicas hacen que el material esté sometido a condiciones de fatiga.

Por otro lado, el corazón al moverse desplaza la base de la aorta produciendo flectores y axiles en la zona próxima. Este movimiento puede ser mayor bajo impactos severos, como por ejemplo accidentes de tráfico.

Desde el punto de vista mecánico, las principales características de la pared arterial son que exhibe un comportamiento no lineal, que se ve sometida a grandes deformaciones, que es un material incompresible al estar formado por casi un 70% de agua y que es viscoelástico. Por todo ello, para modelizarlo es necesario emplear modelos de material complejos denominados hiperelásticos [22].

Para caracterizar mecánicamente las arterias se emplean diferentes ensayos: de tracción sobre probetas, de presurización sobre segmentos, de relajación, de fluencia... La figura 11 muestra el ensayo de tracción sobre una probeta de aorta de 16 mm de longitud extraída de un paciente fallecido [23].

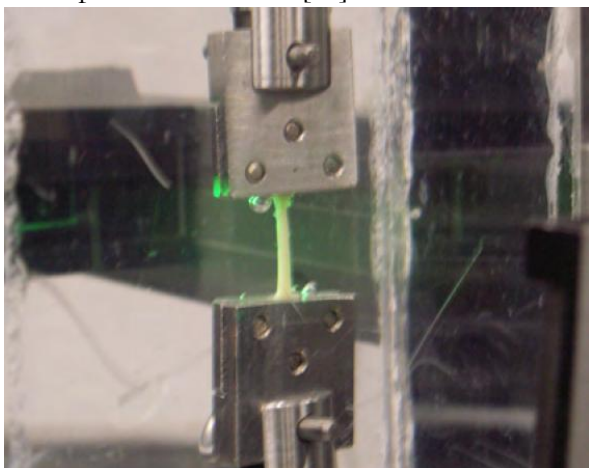


Figura 11. Ensayo de tracción de pared aórtica.

Muchas de las patologías que afectan a la aorta alteran su comportamiento estructural. La arterioesclerosis rigidiza la pared arterial afectando además al flujo de sangre. Ciertas

enfermedades genéticas, como el mal de Marfan, alteran de manera negativa las propiedades mecánicas del tejido. El propio envejecimiento reduce la tensión y el alargamiento de rotura del material. La calcificación, un aumento de la concentración de fibras de colágeno o la fatiga (la aorta acumula mil millones de ciclos cada 25 años) también afectan al comportamiento estructural de la pieza. El debilitamiento de la pared arterial, que puede producirse por múltiples causas, da lugar a dilataciones anormales locales y permanentes llamadas aneurismas que pueden desembocar en la rotura del vaso al producir concentraciones de tensiones.

En la figura 12 se muestran resultados de ensayos de tracción en probetas circunferenciales de pared aórtica agrupados por tipo de paciente. Puede observarse que los sanos tienen arterias más flexibles y con límites de rotura más elevados que personas con patologías.

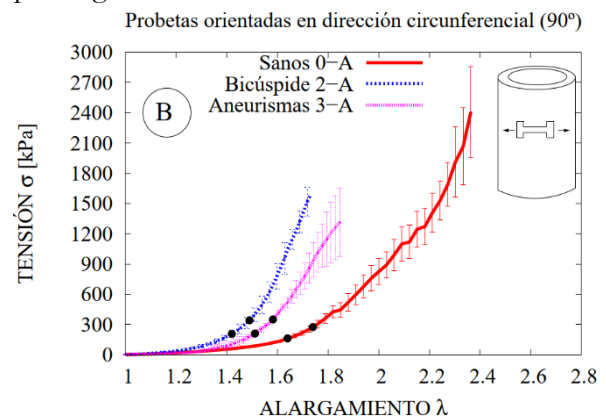


Figura 12. Tensión – alargamiento de aorta [23].

4.3 Simulación numérica

Para simular el comportamiento estructural de la aorta se utilizan modelos de elementos finitos de tipo láminas o sólidos, siendo estos últimos los más empleados. La geometría puede obtenerse de tomografías en caso de pacientes vivos y de escaneos 3D de la pieza en el caso de fallecidos.

En la figura 13 se muestran las tensiones principales máximas en un modelo de aorta de un paciente vivo bajo desplazamientos impuestos en diferentes lugares [24]. Se observa

que las mayores tensiones aparecen cerca del corazón y en la conexión de la primera arteria que sale de la aorta (tronco braquiocefálico).

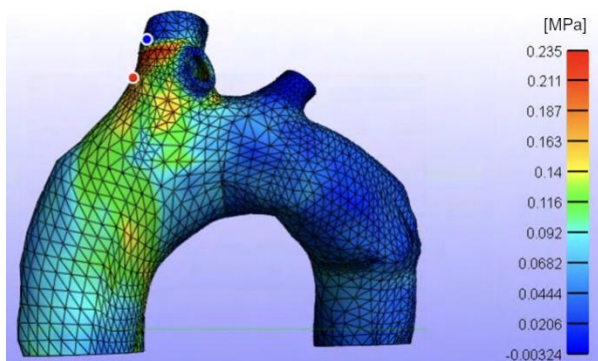


Figura 13. Tensión principal máxima en aorta sana bajo desplazamientos impuestos.

4.4 Estudio de intervenciones

Ese tipo de aproximación sirve también para el estudio de intervenciones. Por ejemplo, las angioplastias, que son procedimientos mecánicos en los que se abren las arterias estrechadas mediante el inflado local de un pequeño globo. Y también para estudiar la colocación de válvulas aórticas artificiales.

El método más seguro y menos invasivo para sustituir la válvula aórtica natural de un paciente es implantar una válvula artificial a través de un catéter. El objeto introducido es una estructura reticulada llamada stent que, al expandirse, se fija a la pared de la aorta. En su interior lleva tres velos de tejido bovino que sustituirán a la válvula natural; además lleva un recubrimiento exterior en la parte baja para forzar el flujo hacia el interior de la estructura reticulada y a través de la nueva válvula. La válvula natural queda anulada al ser aplastada contra la pared de la aorta.

La fuerza de contacto entre el stent y la aorta fija la pieza en su lugar, pero no debe dañar la aorta, sobre todo teniendo en cuenta que esta intervención es frecuente en personas con arterias debilitadas.

Para colocar la válvula, el stent ha de ser encogido hasta introducirlo en una vaina de unos pocos milímetros de diámetro y una vez liberado debe ser capaz de recuperar esa deformación de

forma total. Debido a estos requisitos se emplean materiales superelásticos con memoria de forma. Estos materiales se caracterizan por tener la capacidad para cambiar su estructura cristalográfica dependiendo de la temperatura y el estado tensional. Esta propiedad les permite experimentar muy grandes deformaciones y recuperarlas de forma total a través de una combinación de procesos mecánicos y térmicos. Cuando se aplican tensiones a baja temperatura son capaces de deformarse fácilmente, pero al subir la temperatura y eliminar la carga vuelven a su estado original. La aleación de níquel-titanio conocida como nitinol [25] es la más empleada a nivel médico al ser un material biocompatible.

En el trabajo que se presenta a continuación [26] se emplean las válvulas *Navitor* de Abbot cuyo stent se muestra en la figura 14.



Figura 14. Stent de nitinol de la prótesis *Navitor*.

La simulación de esta intervención tiene un primer paso de envainado del stent de nitinol a baja temperatura y un segundo paso de desenvainado a temperatura corporal durante el cual la pieza entra en contacto con la pared de la aorta deformándola.

Así pues, tenemos modelos con grandes deformaciones, materiales hiperelásticos y superelásticos y contactos entre cuerpos. Son modelos altamente no lineales más complejos que los empleados habitualmente en ingeniería estructural pero que se asientan sobre las mismas bases.

La simulación numérica de esta intervención permite cuantificar la fuerza de

contacto entre el stent y la pared arterial, evaluar el estado tensional de la arteria durante y después de la instalación de la válvula, y estimar la existencia de huecos que produzcan desvíos no deseados del flujo de sangre. Todo ello incrementa la seguridad de la intervención y las probabilidades de éxito.

Sirve para ayudar a elegir la talla apropiada de válvula. Actualmente los fabricantes recomiendan una talla en función del diámetro de la aorta en la zona. Sin embargo, el personal sanitario es consciente de que hay otros

factores que han de ser considerados como la flexibilidad de la pared arterial y no es raro que no sigan la recomendación. De igual forma, estas simulaciones son útiles para determinar el mejor lugar para la implantación de la válvula.

En la figura 15 se muestran dos instantes de la simulación, uno con la válvula aún en el catéter y otro con la válvula expandida en contacto con la pared arterial, y la medida del hueco resultante entre el stent y la aorta una vez finalizada la intervención.

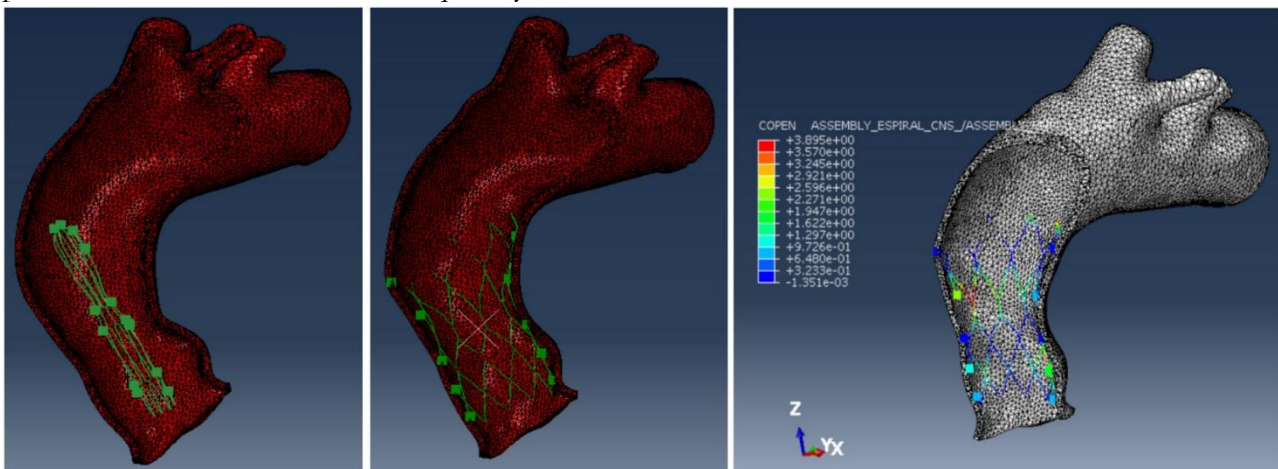


Figura 15. (a) Válvula en el catéter; (b) Válvula expandida; (c) Espacio libre entre stent y pared de la aorta.

5. Conclusiones

La simulación numérica de modelos estructurales no solamente es útil para el diseño de estructuras como edificios o puentes, sino que también es de aplicación directa para entender el funcionamiento normal del cuerpo humano, explicar ciertas patologías, prever su evolución y proponer soluciones. Aunque los modelos empleados presentan diferencias con los habituales en estructuras de obra civil o edificación, las bases son las mismas. Y es por ello que muchos de los pioneros de la Biomecánica Computacional hayan sido ingenieros de caminos (civiles) o industriales (mecánicos).

En este artículo se presentan algunos ejemplos de cálculos de estructuras aplicados al cuerpo humano con intención de acercar a los

ingenieros estructurales a estas otras aplicaciones de la disciplina a la que dedican sus vidas laborales.

Agradecimientos

A todas las personas e instituciones públicas y privadas que han contribuido al avance de estas líneas de investigación en la Universidad Politécnica de Madrid.

Referencias

- [1] M. Doblaré, J.M. García-Aznar, Simulación del comportamiento óseo, Informes a la Academia de Ingeniería 3, 2000.
- [2] J. Rodríguez, J.M. Goicolea, F. Gabaldón, A volumetric model for growth of arterial walls with arbitrary geometry and loads, Journal of Biomechanics 40(5), 2007.
- [3] S.C. Cowin, Properties of cortical bone and

- theory of bone remodelling, Biomechanics of diarthrodial joints, Springer, 1990.
- [4] B. van Rietbergen, R. Huiskes, Bone mechanics handbook, Elastic constants of cancellous bone, CRC Press, 2001.
- [5] C. Culmann, Die graphische Statik, 1875.
- [6] G.H. von Meyer, Die Architektur der Spongiosa, Arch. Anat. Physiol. Wiss. Med. 34, 1867.
- [7] J. Wolff, Das Gesetz der Transformation der Knochen, Hirschwald, Berlín, 1892.
- [8] M. Jansen, On bone formation - Its relation to tension and pressure, Longmans, Londres, 1920.
- [9] S.C. Cowin, Bone mechanics handbook, The false premise in Wolff's law, CRC Press, 2001.
- [10] C.E. Oxnard, H.C. Yang, Beyond biometrics: studies of complex biological patterns, Symp. Zool. Soc. Lond. 46, 1981.
- [11] L.E. Lanyon, A.E. Goodship, C.J. Pye, J.H. MacFie, Mechanically adaptive bone remodelling, Journal of Biomechanics 15, 1982.
- [12] A.E. Goodship, J.L. Cunningham, V. Oganov, J. Darling, A.W. Miles, G.W. Owen, Bone loss during long term space flight is prevented by the application of a short term impulsive mechanical stimulus, Acta Astronaut 43, 1998.
- [13] F. Pauwels, Gesammelte Abhandlungen sur funktionellen Anatomie des Bewegungsapparates, Springer Verlag, 1965.
- [14] G.S. Beaupré, T.E. Orr, D.R. Carter, An approach for time-dependent bone modeling and remodeling - theoretical development, Journal of Orthopaedical Research 8(5), 1990.
- [15] D.R. Carter, T.E. Orr, D.P. Fyhrie, Relationships between loading history and femoral cancellous bone architecture, Journal of Biomechanics 22(3), 1989.
- [16] J. Oliva Quecedo, Modelos de cálculo para solicitaciones estáticas y dinámicas en huesos. Aplicación a la simulación mediante elementos finitos de impactos en el fémur humano, UPM, 2007.
- [17] A.D. Heiner, T.D. Brown, Structural properties of a new design of composite replicate femurs and tibias, Journal of Biomechanics 34, 2001.
- [18] NHTSA, National Highway Traffic Safety Administration, New Car Assessment Program, 1979.
- [19] J.D. Rupp, M.P. Reed, C.A. Van Ee, S. Kupp, S.C. Wang, J.A. Goulet, L.W. Schneider, The Tolerance of the Human Hip to Dynamic Knee Loading, Stapp Car Crash Journal 46, 2002.
- [20] S.C. Cowin, Fabric dependence of an anisotropic strength criterion, Mechanics of Materials 5, 1986.
- [21] Y. Fung, Biomechanics, Mechanical properties of living tissues, Springer, 1993.
- [22] R.W. Ogden, G. Saccomandi, I. Sgura, Fitting hyperelastic models to experimental data, Computational Mechanics 34, 2004.
- [23] C. García, Comportamiento mecánico de la aorta ascendente: caracterización experimental y simulación numérica, UPM, 2008.
- [24] L. García, Análisis del riesgo de rotura de aorta aneurismática con comportamiento anisotrópico, UPM, 2023.
- [25] S. Calvo, Diseño y análisis computacional de Stents, UPM, 2017.
- [26] C. Arrieta, Estudio de la respuesta mecánica por la implantación transcáteter de una prótesis para la válvula aórtica, UPM, 2023.