

**Irene Pallin Alonso**

**COMPARATIVA BIOMECÁNICA ENTRE EL FÉMUR DE UN  
BÍPEDO Y UN CUADRÚPEDO**

**Trabajo Fin de Grado  
Dirigido por Jordi Marcé Nogué**

**Grado en Ingeniería Biomédica**



UNIVERSITAT ROVIRA I VIRGILI

**Tarragona  
2021**



# **Agradecimientos**

En primer lugar, quiero agradecer a mi tutor, Jordi Marcé Nogué, por su tiempo, dedicación y toda la ayuda que me ha prestado en la realización de este trabajo fin de grado.

Quisiera agradecer también a la Dra. Marta Pina del Interdisciplinary Center for Ancient Life de la Universidad de Manchester por los modelos prestados, sin ellos no hubiese sido posible realizar este trabajo.

Finalmente quiero agradecer enormemente a mi familia, amigos, compañeros del Erasmus y a mi pareja por impulsarme, por todos los consejos y todo el apoyo que me han brindado durante este tiempo.

# Abstract

This study focuses on the analysis of stress and deformation of two different femurs, one from a *Homo sapiens* and the other from a *Pan troglodyte*, under different loading conditions.

The femur is the longest and largest bone of the human skeleton and in humans it allows bipedalism, this is due to the evolution of this bone for bipedalism. In chimpanzees the bone has not evolved in the same way, since their locomotion is quadrupedal, so the structure of the femurs of both species is different, and the load disposition applied on them as well.

The models studied are obtained with a Computed Tomography (CT). The processing of the geometry for computational use is performed with Geomagic Wrap software. For the analysis, the finite element method is adopted and the Ansys software is used. The results show the influence of the different angles at which the force is applied on the bone.

Keywords: femur, medical imaging, geometric reconstruction, finite element analysis (FEA), meshing.

# Resumen

Este estudio se centra en el análisis de las tensiones y desplazamientos en dos fémures diferentes, uno de un *Homo sapiens* y otro de un *Pan troglodytes*, al aplicarle diferentes condiciones de carga.

El fémur es el hueso más largo y grande del esqueleto humano y en los seres humanos permite la bipedestación, esto se debe a la evolución de este hueso para el bipedismo. En los chimpancés el hueso no ha evolucionado de la misma forma, ya que su locomoción es cuadrúpeda, por lo que la estructura de los fémures de ambas especies es diferente, y la disposición de la carga que se aplica en ellos también.

Los modelos que se estudian son obtenidos con una Tomografía Computarizada (CT). El procesamiento de la geometría para uso computacional se realiza con el software Geomagic Wrap. Para el análisis se adopta el método de elementos finitos y se utiliza el software Ansys. Los

---

resultados muestran la influencia de los diferentes ángulos en que se aplica la fuerza en el hueso.

Palabras clave: fémur, imágenes médicas, reconstrucción geométrica, análisis de elementos finitos (FEA), mallado.

## Resum

Aquest estudi se centra en l'anàlisi de les tensions i desplaçaments en dos fèmurs diferents, un d'un *Homo sapiens* i un altre d'un *Pan troglodytes*, al aplicar-li diferents condicions de càrrega.

El fèmur és l'os mes llarg i gran de l'esquelet humà i en els éssers humans permet el bipedisme, això es deu a l'evolució d'aquest os per al bipedisme. En els ximpanzés l'os no ha evolucionat de la mateixa forma, ja que la seva locomoció és quadrúpeda, per la qual cosa l'estructura dels fèmurs de totes dues espècies és diferent, i la disposició de la càrrega que s'aplica en ells també.

Els models que s'estudien són obtinguts amb una Tomografia computada (CT). El processament de la geometria per a ús computacional es realitza amb el software Geomagic Wrap. Per a l'anàlisi s'adopta el mètode d'elements finits i s'utilitza el software Ansys. Els resultats mostren la influència dels diferents angles en què s'aplica la força en l'os.

Paraules clau: fèmur, imatges mèdiques, reconstrucció geomètrica, Anàlisi d'elements finits (FEA), mallat.

---

# Índice

1	Introducción.....	1
2	Contexto teórico .....	2
2.1	Fémur .....	2
2.1.1	Composición del fémur .....	2
2.2	Primates.....	3
2.2.1	Pan troglodytes .....	3
2.2.2	Homo sapiens.....	4
2.2.3	Comparativa.....	4
2.3	Introducción al análisis de elementos finitos .....	7
2.3.1	Procedimiento .....	8
2.3.2	Mallado.....	8
2.3.3	Modelo matemático.....	9
2.3.4	Tensión y deformación .....	10
3	Metodología .....	11
3.1	Reconstrucción de imágenes médicas .....	11
3.1.1	Obtención de imágenes médicas .....	12
3.1.2	Segmentación de imágenes médicas .....	12
3.1.3	Reconstrucción geométrica .....	13
3.1.4	Procesado de la malla para uso computacional.....	13
3.1.5	Software Geomagic Wrap .....	14
3.1.6	Procedimiento a seguir en Geomagic Wrap .....	14
3.2	Análisis de elementos finitos.....	17
3.2.1	Software de Ansys .....	17
3.2.2	Pre-procesamiento .....	18
3.2.3	Procesamiento (solución).....	20
4	Resultados (Post-Procesamiento) y discusión. ....	25
5	Conclusiones .....	39
6	Referencias .....	41

---

# Índice de Figuras

Figura 1 Anatomía interna del fémur .....	3
Figura 2. Diferencias en la morfología limbo-pelvi-femoral, línea de gravedad y equilibrio sagital entre un chimpancé cuadrúpedo (A.) y un humano en pie (B.) .....	7
Figura 3 Vista del modelo de la superficie exterior del fémur del <i>Homo sapiens</i> con golpes y agujeros en el software Geomagic Wrap.....	15
Figura 4. Modelos sólidos CAD en 3D, generados con el software Geomagic Wrap. ....	17
Figura 5. Vista modelo fémur <i>Homo sapiens</i> que muestra la geometría resultante de la operación booleana "substrat"..	19
Figura 6. Vista modelo fémur <i>Homo sapiens</i> en el que fue realizado un corte transversal en la geometría del hueso..	19
Figura 7 Mallas generadas de las geometrías de los fémures en Ansys.....	20
Figura 8 Vista cara inferior fémur <i>Homo sapiens</i> con los puntos de desplazamiento que van a ser restringidos.....	21
Figura 9 Vista cara superior fémur <i>Homo sapiens</i> con los puntos donde se va a aplicar la fuerza .....	21
Figura 10 Vista modelo Fémur del <i>Homo sapiens</i> con el dibujo de la geometría que se quiere imprimir en el plano, para preparar la superficie dónde será aplicada la fuerza. ....	22
Figura 11 Vista modelo fémur <i>Homo sapiens</i> que muestra el primer eje de rotación del eje Y .....	23
Figura 12 Vista modelo fémur <i>Homo sapiens</i> que muestra el segundo eje de rotación del eje Y.....	24
Figura 13 Vista modelo fémur <i>Homo sapiens</i> que muestra el vector fuerza que es aplicado a la geometría.....	24
Figura 14. Variantes de posición de la fuerza con respecto de cabeza femoral.....	26
Figura 15 Gráfica con la representación de los valores máximos de tensión de Von Mises en el modelo del fémur del <i>Homo sapiens</i> .....	27
Figura 16 Gráfica con la representación de los valores máximos de desplazamiento en el modelo del fémur del <i>Homo sapiens</i> .....	28

---

Figura 17 Gráfica con la representación de los valores máximos de tensión de Von Mises en el modelo del fémur del <i>Pan troglodytes</i> .....	29
Figura 18 Gráfica con la representación de los valores máximos de desplazamiento en el modelo del fémur del <i>Pan troglodytes</i> .....	31
Figura 19. Representación de la anteversión y retroversión femoral en una figura humana.	32
Figura 20. Gráficos comparativos de tensión y desplazamiento entre <i>Homo sapiens</i> y <i>Pan troglodytes</i> . ....	33
Figura 21. Tensión de Von Mises equivalente en modelo fémur <i>Homo sapiens</i> , en el caso en el que el ángulo $\alpha$ es $10^\circ$ y el ángulo $\beta$ es $10^\circ$ . ....	34
Figura 22 Desplazamiento en modelo fémur <i>Homo sapiens</i> , en el caso en el que el ángulo $\alpha$ es $10^\circ$ y el ángulo $\beta$ es $10^\circ$ . ....	35
Figura 23. Tensión de Von Mises equivalente en modelo fémur <i>Pan troglodytes</i> , en el caso en el que el ángulo $\alpha$ es $20^\circ$ y el ángulo $\beta$ es $0^\circ$ . ....	35
Figura 24. Desplazamiento en modelo fémur <i>Pan troglodytes</i> , en el caso en el que el ángulo $\alpha$ es $20^\circ$ y el ángulo $\beta$ es $0^\circ$ . ....	36
Figura 25 Cargas que soporta el fémur. ....	36
Figura 26 Disposición del desplazamiento total en diferentes fémures.....	38
Figura 27 Disposición de tensiones de Von Mises equivalentes total en diferentes fémures.	38

---



# Índice de Tablas

Tabla 1. Características del esqueleto de un <i>Pan troglodytes</i> y un <i>Homo sapiens</i> .....	5
Tabla 2. Valores máximos de tensión de Von-Mises equivalente en el modelo del fémur del <i>Homo sapiens</i> . .....	26
Tabla 3. Valores máximos de desplazamiento en el modelo del fémur del <i>Homo sapiens</i> . ...	27
Tabla 4. Valores máximos de tensión de Von-Mises equivalente en el modelo del fémur del <i>Pan troglodytes</i> .....	28
Tabla 5. Valores máximos de desplazamiento en el modelo del fémur del <i>Pan troglodytes</i> ..	30

---

# Índice de ecuaciones

Ecuación 1. Principio de los desplazamientos virtuales .....	10
Ecuación 2. Ecuación final de resolver problema FEA .....	10
Ecuación 3. Ecuación de la deformación .....	10
Ecuación 4. Tensor de tensiones .....	10
Ecuación 5. Tensión equivalente de Von Mises .....	11
Ecuación 6. Fuerza aplicada en fémur .....	22

---

# Listado de Abreviaturas

**ADN** Ácido desoxirribonucleico

**FEA** Análisis de elementos finitos

**CAD** Diseño asistido por computadora

**CNS** Center for Nanoscale Systems

**CT** Tomografía computarizada

**Dra** Doctora

**IGES** Formato de la especificación inicial de intercambio de gráficos

**Kg** Kilogramo

**m** metro

**MEF** Método de elementos finitos

**MMC** Mecánica de medios continuos

**MRI** Resonancia magnética

**PET** Tomografía por emisión de positrones

**3D** Tres dimensiones

---

## 1 Introducción

La evolución de la bipedestación humana, hace aproximadamente cuatro millones de años, ha dado origen a alteraciones morfológicas del esqueleto humano [1] , incluyendo cambios como la orientación de la columna vertebral, o la evolución para el bipedismo de diferentes huesos como el fémur. Los simios, por ejemplo, tienen fémures verticales, mientras que los humanos tienen fémures que están ligeramente arqueados de la cadera a la rodilla. Esto provoca que las resistencias del fémur sean diferentes entre un bípedo y un cuadrúpedo.

El objetivo de este trabajo es estudiar el efecto del peso en la resistencia del fémur en dos fémures diferentes, uno proveniente de un bípedo (*Homo sapiens*) y el otro proveniente de un cuadrúpedo (*Pan troglodytes*) obtenidos con una Tomografía Computarizada (CT).

En este estudio se resuelve un problema de análisis de elementos finitos (FEA), en el que se analiza la fuerza que se ejerce en el fémur para así encontrar cuál es para cada uno de los dos casos, la posición angular donde aplicar la fuerza resulta más favorable para el hueso. Esto se determinará con los valores y las distribuciones de desplazamiento y tensión que se obtendrán al resolver el modelo.

La secuencia de pasos necesario para llegar al resultado son realizar una reconstrucción de imágenes médicas por tal de crear un modelo CAD 3D, en el que podamos aplicar un modelo FEA, para realizar un estudio paramétrico y de optimización. Para ello se hará uso de dos softwares diferentes, el Geomagic Wrap para obtener el modelo CAD, y el modelo FEA lo analizaremos con el software Ansys.

Mediante este estudio se pretende verificar que los fémures de un bípedo y un cuadrúpedo están adaptados de manera diferente para soportar las fuerzas que recaen sobre estos. El fémur del *Homo sapiens* (bípedo) está mejor adaptado para soportar cargas verticales que el del *Pan troglodytes* (cuadrúpedo), que está preparado para aguantar cargas con algo más de inclinación. A su vez el ángulo de anteversión femoral del *Homo sapiens* será mayor que en el caso del *Pan troglodytes*. Esto se debe en mayor medida a la diferencia de locomoción entre uno y otro.

## 2 Contexto teórico

### 2.1 Fémur

El fémur es el hueso más largo, voluminoso y pesado del cuerpo humano y de la mayor parte de los mamíferos. Soporta una gran parte del peso corporal y permite el movimiento de la pierna. Se articula proximalmente con el acetábulo de la pelvis formando la articulación de la cadera, y distalmente con la tibia y la rótula para formar la articulación de la rodilla.

El fémur es el único hueso del muslo, interviene en los movimientos de la articulación coxofemoral y de la articulación de la rodilla y sirve como un punto de fijación para todos los músculos que ejercen su fuerza sobre las articulaciones de la cadera y de la rodilla.

Es considerado el principal hueso en la biomecánica del miembro inferior; y al participar en la flexión y extensión de cadera y rodilla, interviene en la bipedestación y en la marcha [2].

#### 2.1.1 Composición del fémur

Se distinguen tres partes fundamentales:

1. **Diáfisis** o cuerpo central del hueso, está constituida por un tejido compacto y dos extremos (epífisis) proximal y distal, constituidos por tejido esponjoso. Formado por 3 caras (anterior, posterolateral externa e interna) y 3 bordes (dos laterales y uno en la parte trasera).
  - a. **Cavidad medular:** espacio interno de la diáfisis donde se encuentra la médula ósea.
2. **Epífisis**, cada uno de los extremos de los huesos, situados a cada uno de los extremos de la diáfisis. Contiene hueso esponjoso.
  - a. **Epífisis proximal**, formada por la cabeza, cuello, el trocánter mayor y trocánter menor.
  - b. **Epífisis distal**, dividida en los cóndilos interno y externo.
3. **Metáfisis:** zona de unión entre la diáfisis con la epífisis. Zona creciente durante el desarrollo.

En cuanto al tejido óseo del fémur se puede clasificar en dos tipos:

1. **Compacto (cortical):** Es mucho más denso que el hueso esponjoso. Es la capa exterior del hueso y la mayor parte de la diáfisis contiene este tipo de tejido. El hueso cortical en la diáfisis proporciona resistencia a la torsión y a la flexión. Y en la epífisis la capa que recubre el hueso trabecular le proporciona la capacidad de distribuir las cargas mecánicas.
2. **Trabecular(esponjoso):** Se encuentra en mayor proporción en las epífisis. Contiene trabéculas que se disponen eficazmente para transmitir la presión y resistir la tensión.

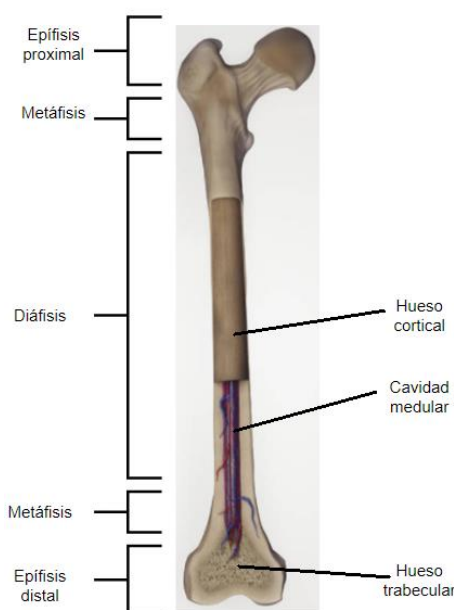


Figura 1 Anatomía interna del fémur [3]. Composición del hueso: epífisis proximal y distal, diáfisis, cavidad medular y metáfisis. Y tejido óseo: cortical y trabecular.

## 2.2 Primates

### 2.2.1 Pan troglodytes

El chimpancé común (*Pan troglodytes*) es una especie de primate homínido propia de los bosques tropicales de África central.

Un adulto cuando está erguido mide entre 1 y 1,7 m. Pesan entre 34 y 70 kg los machos, y entre 26 y 50kg las hembras. Los brazos son largos, de manera que la extensión de los brazos es 1,5 veces la altura de un individuo. Las patas son más cortas que los brazos, lo que permite a estos animales caminar a cuatro patas, mediante locomoción cuadrúpeda con la parte anterior del cuerpo más alta que la posterior.

Los chimpancés, al estar entre nuestros parientes vivos más cercanos, tienen una enorme importancia en la investigación médica. También se utilizan mucho en estudios de comportamiento, tanto en cautividad como en libertad [4].

### **2.2.2 Homo sapiens**

La especie a la que pertenecen todos los seres humanos modernos. El *Homo sapiens* es una de las varias especies agrupadas en el género Homo, pero es la única que no se ha extinguido. Se caracterizan por ser bípedos, cerebro grande, una frente casi vertical, un esqueleto más ligero y unos dientes más pequeños que los humanos anteriores, y la dependencia del lenguaje y la creación y utilización de herramientas complejas [5]. Un individuo varón adulto como promedio mide entre 1,65 a 1,80m, y tiene un peso de entre 70 y 90kg. En una mujer adulta las cifras varían: como media mide entre 1,55 y 1,65m con un peso entre 50 y 70kg. Los cuerpos humanos difieren entre sí en muchos aspectos como estatura, peso, raza, musculatura y nivel de grasa. La especie existe desde hace unos 200.000 años [6].

### **2.2.3 Comparativa**

Los chimpancés y los bonobos (ambos géneros *Pan*) son los parientes evolutivos vivos más cercanos a nuestra especie, compartiendo un ancestro común con nosotros hace aproximadamente entre 4,5 y 6 millones de años. Los *Homo sapiens* y los chimpancés compartimos el 98,7% del ADN [6].

A pesar de compartir tanto porcentaje de ADN, y poder ser similares en muchos aspectos, a la vista está que existen muchas diferencias físicas, psicológicas y sociales entre nosotros. Para este estudio nos centraremos en las diferencias anatómicas (físicas).

Los principales cambios evolutivos entre un chimpancé y un ser humano son: el bipedismo (principalmente diferencias en la pelvis, fémur, rodilla, columna vertebral, el primer dedo del pie y la longitud de las extremidades), un mayor tamaño cerebral y cambios en la mandíbula.

En la Tabla 1 podemos ver la comparativa de las diferencias físicas entre las dos especies. Se aprecia la diferencia física del miembro inferior, esta diferencia anatómica ayuda a entender como las fuerzas que recaen sobre el fémur se han adaptado de manera distinta en el *Homo sapiens* y el *Pan troglodytes*, la mayoría de estas adaptaciones se deben al diferente sistema de locomoción, cuadrúpedo en los chimpancés y bípedo en los *Homo sapiens*. La transición a

la posición de pie sólo fue posible gracias a adaptaciones morfológicas, sobre todo en los miembros inferiores, la pelvis y la columna vertebral.

Tabla 1. Características del esqueleto de un *Pan troglodytes* y un *Homo sapiens* [7], [8].

Rasgo	<i>Pan troglodytes</i> (cuadrúpedo)	<i>Homo sapiens</i> (bípedo)
Posición del foramen magnum	Posteroinferior	Inferior
Relación capacidad craneal/tamaño corporal	Pequeña	Grande
Prognatismo	Elevado	Nulo
Cavidad glenoidea	Poco excavada	Profunda
Relación miembro superior/inferior	Alta	Baja
Forma del tórax	Trapezoidal	Cuadrangular
Curvatura dorsal de la columna	No	Si. La columna aumenta de tamaño y se curva en S, para liberar tensiones y soportar mejor el peso.
Epífisis proximal del fémur	Pequeña	Grande
Ángulo cuello/diáfisis del fémur	Diáfisis vertical	Diáfisis inclinada
Rodillas	Flexionadas. Necesitan emplear fuerza muscular para conservar el cuerpo rígido.	Se cierran para poner recta la pierna. En la articulación del fémur distal con la tibia proximal se forma el ángulo bicondilar.
Fémur	Completamente recto. Para conservar el cuerpo erguido tienen que balancear el cuerpo de un lado a otro.	Se inclina hacia el interior. Las dos articulaciones proximales del fémur están más separadas que las articulaciones distales. Fémur oblicuo y más largo que en el resto de los



		primates.
Huesos de las extremidades inferiores.		Más gruesos. La movilidad articular se restringe tanto a nivel de la cadera como de la rodilla y el tobillo. Las extremidades inferiores son más largas que las superiores.
Coxal (ilion, isquion y pubis)	Largo y estrecho	Más ancho y robusto. Una pelvis más ancha mejora la eficiencia locomotora al aumentar la longitud del paso. Es más corto para aproximar el centro de masas a las articulaciones de la cadera con el fémur.
Músculo glúteo mayor	Menor.	Rol importante al caminar. Más grande. Ayudan a a prevenir que el tronco se doble o que el cuerpo caiga, debido a la tendencia del cuerpo a arquearse al correr.

El chimpancé a pesar de poder mantenerse en sus extremidades inferiores, no son capaces de hacerlo por largos periodos de tiempo sin cansarse. Esto sucede gracias a que su fémur no ha evolucionado para el bipedismo. Estos tienen fémures verticales, mientras que los humanos tienen fémures que están ligeramente arqueados de la cadera a la rodilla. Esta adaptación en los humanos permite que sus rodillas estén más juntas y en el centro de gravedad del cuerpo. Esto permite que los humanos cierren sus rodillas y puedan pararse erguidos por largos periodos de tiempo sin requerir mucho esfuerzo muscular [9].

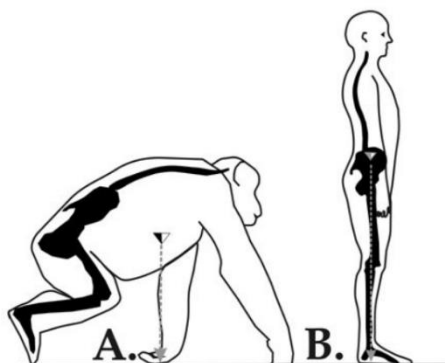


Figura 2. Diferencias en la morfología limbo-pelvi-femoral, línea de gravedad y equilibrio sagital entre un chimpancé cuadrúpedo (A.) y un humano en pie (B.) [10].

### 2.3 Introducción al análisis de elementos finitos

El análisis de elementos finitos (FEA), es una herramienta computacional de uso común en muchos ámbitos de la ingeniería. Es la simulación de un fenómeno físico mediante una técnica matemática numérica denominada método de elementos finitos (MEF), es decir es la simulación de un diseño para predecir cómo reacciona un objeto ante las fuerzas, vibraciones y otros efectos físicos. Los ingenieros lo utilizan para reducir el número de prototipos físicos y realizar experimentos virtuales para optimizar sus diseños [11].

Se originó como un método de análisis de tensiones en el diseño de aeronaves, y su desarrollo a llevado a que actualmente no sólo se utilice para el análisis en mecánica de sólidos, sino también en muchos otros campos como, transferencia de calor y campos eléctricos y magnéticos [12].

La mayoría de los análisis en el campo de la biomecánica no suelen tener en cuenta la gran variación de las propiedades de los materiales y la geometría que puede darse en los tejidos naturales ni las imperfecciones de fabricación de los materiales sintéticos [13], esta es una razón por la cual no se consiguen resultados 100% exactos con este método. La precisión de la predicción dependerá de las diferencias entre la estructura real y el modelo de elementos finitos. Es imposible que sean exactamente iguales, pero para que esta diferencia sea lo más pequeña posible es importante conocer todas las entradas del problema, ya que afectan al resultado, entradas tales como las propiedades del material, las condiciones de carga o las condiciones de contorno [14].

"Por definición, y en la práctica, los modelos no son representaciones literales de la realidad, sino que proporcionan simplificaciones o sustituciones de los acontecimientos, escenarios o comportamientos que se estudian o predicen. Todos los modelos hacen

suposiciones. Por lo tanto, estamos creando modelos que quizá no se acerquen lo suficiente a la realidad, pero que pueden ser muy útiles para nuestro propósito" [15].

En este estudio se ha utilizado la técnica FEA con el software Ansys, la razón es que nos permite calcular las tensiones en los fémures y así identificar que zonas del hueso están expuestas a altas tensiones. El análisis puede repetirse en el mismo modelo cambiando condiciones como las condiciones de carga, es decir fuerzas que se aplican al hueso y la dirección en la que se aplican estas para observar cómo cambian las tensiones y deformaciones que este sufre.

### 2.3.1 Procedimiento

En la práctica, un análisis por elementos finitos suele constar de tres pasos principales:

1. **Pre-procesamiento:** es la preparación, se define el problema, se construye el modelo de la pieza a analizar en el que la geometría se transforma en una malla que la divide en "elementos", conectados en puntos discretos llamados nodos [16]. Los puntos principales en el preprocesamiento son:
  - a. Procesamiento de la geometría
  - b. Definir el tipo de elemento y las propiedades del material y la geometría.
  - c. Discretizar la estructura en pequeños elementos, creando una malla.
2. **Procesamiento:** es la solución, para este paso es necesario especificar las cargas (puntos de presión) y las restricciones (traslacionales y rotacionales), y resolver el conjunto de ecuaciones resultante [17].
3. **Post-procesamiento:** es la evaluación del análisis del resultado. En este paso, los resultados numéricos obtenidos en el proceso matemático se visualizan con mapas de distribuciones en el modelo.

Existen varios paquetes disponibles online de análisis de elementos finitos con los que se puede analizar varias estructuras complejas: Ansys, Abaqus, Nastran, Comsol etc. El que se utiliza en este estudio es ANSYS en la versión 2019.R2.

### 2.3.2 Mallado

El mallado es uno de los componentes clave para obtener resultados precisos de un modelo FEA. Cuanto menor es el tamaño y mayor el número de elementos de la malla, más precisa es la solución.

La malla de un dominio de un MEF es una colección de subdominios llamados elementos interconectados entre si con nodos que definen la forma del dominio donde se resolverá el problema físico, es decir donde se aplicarán los cálculos del modelo. Los subdominios suelen estar formados por polígonos, en este estudio los subdominios de las mallas están formados por tetraedros. El conjunto de estos elementos y nodos se denomina malla. Y el proceso de subdividir el modelo en pequeñas partes se llama mallado.

La idea básica de los FEA es realizar cálculos en un número limitado (finito) de puntos y, a continuación, interpolar los resultados en todo el dominio (superficie o volumen). Cualquier objeto continuo tiene infinitos grados de libertad y no es posible resolver el problema en este formato. El método de los elementos finitos reduce los grados de libertad de infinitos a finitos con la ayuda de la discretización o el mallado (nodos y elementos). Se simplifica un dominio complicado subdividiéndolo en una malla en la que las ecuaciones se resuelven de forma aproximada [18].

### 2.3.3 Modelo matemático

En este estudio el método de elementos finitos se lleva a cabo usando las ecuaciones de la mecánica de medios continuos. La mecánica de medios continuos (MMC) propone un modelo unificado para la mecánica de sólidos deformables, sólidos rígidos y fluidos [19].

Existen tres tipos de ecuaciones que resuelven en este tipo de análisis:

- **Ecuaciones de equilibrio:** relacionan las tensiones internas del sólido con una fuerza aplicada.
- **Ecuaciones constitutivas:** relacionan la tensión y deformación.
- **Ecuaciones de compatibilidad:** pueden ser calculados los desplazamientos en función de las deformaciones. Matemáticamente hablando la deformación y el desplazamiento tienen que estar relacionados.

Todas estas ecuaciones se resuelven en cada punto de la geometría en el que queremos ver los resultados. Estas son importantes para relacionar el exterior del cuerpo con el interior. Cuando se aplica una fuerza en el exterior del cuerpo se produce una deformación en el exterior de este. La fuerza externa aplicada se relaciona con la tensión en el interior del cuerpo a través de las ecuaciones de equilibrio interno. Y una vez calculadas las tensiones internas, a través de las ecuaciones constitutivas se calcula la deformación en el interior. Además, esta también se puede calcular con la deformación del cuerpo externo mediante las ecuaciones de compatibilidad.

De todas maneras, antes de resolver el problema este ha de ser reformulado en su forma integral, como se muestra en la ecuación (1), que es el Principio de los desplazamientos virtuales:

$$\iiint_V \delta \underline{\underline{\varepsilon}}^T \underline{\underline{\sigma}} dV = \iiint_V \delta \underline{u}^T \underline{f}^B dV + \iint_S \delta \underline{u}^T \underline{f}^S dS + \sum \delta \underline{u}_i^T \underline{r}_i \quad (1)$$

Hay que tener en cuenta que esta integral no se aplica sobre el hueso completo, esto no se puede hacer. La solución numérica se resuelve sobre la malla, es decir sobre los subdominios y no la geometría compleja. Luego todos los resultados de las integrales en cada elemento se unen en una matriz, que finalmente se resuelve. Como se muestra en la ecuación (2), ecuación final obtenida de resolver el problema:

$$[K]\{u\} = \{F\} \quad (2)$$

Donde K es la matriz resultante con todos los valores obtenidos de resolver la Ecuación 4, u el desplazamiento y F las fuerzas internas.

El método de elementos finitos el primer cálculo que hace es el de los desplazamientos utilizando la Ecuación 2. Y una vez obtenidos los valores de desplazamiento son calculadas las deformaciones y el tensor de tensiones.

Con la ecuación de deformación se calcula el tensor de deformaciones, siguiendo la ecuación (3):

$$\varepsilon_{ij} = \frac{1}{2} \left( \frac{\partial u_i}{\partial x_j} + \frac{\partial u_j}{\partial x_i} \right) \quad (3)$$

La ecuación consecutiva calcula el tensor de tensiones, siguiendo la ecuación (4), donde la deformación está expresada con la letra  $\varepsilon$ :

$$\underline{\underline{\sigma}} = \underline{\underline{E}} \underline{\underline{\varepsilon}} \quad (4)$$

### 2.3.4 Tensión y deformación

Cuando se estudia la mecánica del continuo, hay que tener en cuenta dos conceptos importantes: la tensión y la deformación. Ambos se utilizan habitualmente en biomecánica para estudiar lo que ocurre en el interior de un cuerpo sometido a cargas externas.

La tensión ( $\sigma$ ) se define como el cociente entre la fuerza aplicada y la superficie sobre la cual se aplica. Se denomina estado tensional a la distribución de tensiones existente en un punto de una pieza cargada. El estado tensional queda definido por las tensiones normales y cortantes existentes en las caras de un elemento cúbico infinitesimal situado en dicho punto.

El conocimiento del estado tensional en cada punto de una pieza es fundamental para poder analizar su resistencia mecánica.

Para este estudio se calcula la tensión de Von Mises equivalente, que es un criterio de fallo de los materiales dúctiles. Se calcula para obtener la distribución de tensiones en el modelo. La tensión de Von Mises equivalente es un conjunto de tensiones multidireccionales resumidas en una tensión equivalente. Al aplicar este criterio en un hueso da una buena aproximación de la distribución de esfuerzos, y puede ser determinado el riesgo de fractura de este. Según Doblaré et al. cuando se utilizan propiedades de material isotrópicas en hueso cortical, el criterio de von Mises es el más preciso para predecir la localización de la fractura [20]. Es por eso que este criterio ha sido utilizado en este estudio sobre la estructura del fémur. La tensión de Von Mises equivalente se define como en la ecuación (5), siendo  $\sigma_1$ ,  $\sigma_2$  y  $\sigma_3$  son las tensiones principales. Las tensiones principales son las tres tensiones normales a los planos principales. En cada punto de un cuerpo tensado hay al menos tres planos, llamados planos principales, con vectores normales, llamados direcciones principales.

$$\sigma_e = \left[ \frac{(\sigma_1 - \sigma_2)^2 + (\sigma_1 - \sigma_3)^2 + (\sigma_2 - \sigma_3)^2}{2} \right]^{1/2} \quad (5)$$

La deformación ( $\epsilon$ ) es el cociente de desplazamiento del material. Se calcula como la proporción de desplazamiento cuando un cuerpo se deforma con la dimensión original del cuerpo. Si un cuerpo tiene una deformación entonces hay un desplazamiento en todos los puntos del cuerpo. La deformación y el desplazamiento están relacionados.

Para este estudio ha sido calculado el desplazamiento total o "total deformation" ( $u$ ), los datos de salida que se obtienen de estas ecuaciones son los desplazamientos globales del sistema, es decir del hueso, a partir de las tensiones que se aplican este. Los huesos al aplicarles cargas tienden a sufrir desplazamientos, que pueden causar su ruptura, por esa razón ha sido analizada esta variable.

### **3 Metodología**

#### **3.1 Reconstrucción de imágenes médicas**

Una imagen médica es aquella que procede del conjunto de técnicas y procesos usados para crear imágenes del cuerpo humano, o partes de él, con propósitos clínicos, el propósito

de estas es revelar, diagnosticar o examinar enfermedades, o bien el estudio de la anatomía física y metabólica [21].

El proceso de reconstrucción de imágenes médicas consta de varias partes, las principales son: la obtención de imágenes médicas, segmentación de imágenes médicas, la reconstrucción geométrica de estas y el procesado de malla, es decir la transformación en geometrías malladas para uso computacional. Este proceso es necesario para generar mallas válidas para luego aplicar el análisis de elementos finitos.

En este estudio se han realizado las partes de reconstrucción geométrica y procesado de la malla, las dos partes anteriores a estas: la obtención de imágenes médicas y su segmentación nos han sido dadas, más adelante será explicado de donde han sido obtenidos los modelos.

### **3.1.1 Obtención de imágenes médicas**

Existen muchas técnicas y procesos para obtener imágenes médicas, como por ejemplo la fluoroscopia, resonancia magnética (MRI), medicina nuclear, tomografía computacional (CT), tomografía por emisión de positrones (PET) o ultrasonidos.

La técnica de captación de imágenes médicas que se utilizó para obtener nuestros modelos de fémur fue la tomografía computacional (CT), esta técnica combina una serie de radiografías que se toman desde diferentes ángulos alrededor del cuerpo y utiliza el procesamiento informático para crear imágenes (o cortes) transversales de los huesos, vasos sanguíneos y tejidos blandos que hay en el cuerpo [22].

El modelo del *Homo sapiens* se obtuvo del museo Peabody of Archaeological and Ethnology, Center for Nanoscale Systems (CNS), Harvard University (Cambridge, US), y la tomografía computacional fue realizada en la máquina CT scanner X-Tek HMXST227 por Dra. Marta Pina, investigadora de la Universidad de Manchester, UK. Y el modelo del *Pan troglodytes* se obtuvo del museo Royal Museum of Central Africa, Tervuren (Bélgica), Katholieke Universiteit Leuven (Leuven, Bélgica) y la máquina de CT utilizada fue: Siemens Sensation 64, este modelo lo escaneó Emmanuel Gilissen y fue proporcionado por la Dra Marta Pina.

### **3.1.2 Segmentación de imágenes médicas**

La segmentación de imágenes se define como un proceso en el que se divide una región en  $n$  subregiones, siguiendo un criterio de umbralización. Es decir, consiste en dividir una

imagen digital en múltiples regiones y su propósito es localizar objetos de interés. No vamos a prestar atención a esta parte del proceso, pero es importante tener en cuenta que en esta parte se genera una geometría imprecisa, con rugosidades, que luego será necesario tratar.

### **3.1.3 Reconstrucción geométrica**

Es necesario reconstruir la imagen médica obtenida en este caso del CT scan a mallados geométricos, para así trabajar con ellas y realizar un análisis de elementos finitos (FEA).

La reconstrucción geométrica es un proceso en el que principalmente se realiza un suavizado y eliminado de geometría dañada o que no interesa en el estudio. Es decir "arreglamos" los desperfectos, la rugosidad generada en la segmentación de la imagen, ya que esta rugosidad podría causar complicaciones más adelante en la geometría, y en el análisis posterior.

Durante la reconstrucción geométrica es usual que se creen irregularidades en la superficie, estas tienen que ser arregladas, para que así se cumplan los requisitos de calidad, consistencia y forma de la geometría. Es decir, la superficie mallada no puede tener agujeros, intersecciones o polígonos mal orientados, tiene que cumplir ciertos criterios de calidad y debe tener una forma precisa y cuidada.

Para llevar a cabo esta tarea utilizaremos el software de escaneo 3D Geomagic Wrap, este nos permitirá arreglar las rugosidades y desperfectos del modelo. Más adelante se explica la función de este software y las funciones con las que trabajar para llevar a cabo la reconstrucción geométrica.

### **3.1.4 Procesado de la malla para uso computacional**

El objetivo en este último paso del proceso es generar un modelo sólido, arreglando errores que hayan surgido en los polígonos, tales como polígonos abiertos, huecos entre los bordes de los polígonos o bordes del polígono superpuestos. La solución a esto es crear parches en el modelo. El procesado de la malla hace referencia a la reducción y ajuste de los triángulos que representa la geometría.

Es importante guardar el modelo sólido final en un formato IGES, este formato de archivo es neutro y ha sido diseñado para transferir datos de modelos 2D y 3D entre sistemas de diseño asistido por computadora (CAD) dispares [23].



Para la realización de este proceso utilizamos el software mencionado anteriormente, Geomagic Wrap, que cuenta con las herramientas necesarias para llevar adelante modificaciones necesarias en la malla.

### **3.1.5 Software Geomagic Wrap**

Para este trabajo ha sido utilizada la prueba gratuita de Geomagic Wrap [24], software de escaneo 3D.

Este software ofrece un camino asequible, rápido y preciso de nubes de puntos a modelos de superficie y modelos poligonales 3D [24]. Permite convertir formatos 3D importados en mallas poligonales 3D para su uso en diferentes sectores como el del análisis. Cuenta con herramientas que proporcionan una buena solución para la obtención de superficies exactas. Este software nos permitirá obtener un modelo sólido CAD en 3D y generar la malla final que es la que utilizaremos en el FEA.

### **3.1.6 Procedimiento a seguir en Geomagic Wrap**

Como se ha comentado anteriormente, Geomagic Wrap ha sido el software utilizado para realizar dos pasos importantes de la reconstrucción de imágenes médicas: la reconstrucción geométrica y el procesado de la malla para uso computacional.

Para este trabajo en este software se generan cuatro modelos, dos correspondientes a las superficies exteriores de las dos especies diferentes, y otros dos correspondientes a la cavidad medular de estas dos especies. La razón por la cual se generan dos modelos de la misma especie es más adelante poder hacer una operación booleana de sustracción, “restar” la cavidad medular al fémur y así lograr una geometría más realista y por lo tanto obtener resultados más precisos. Para ello será necesario crear un modelo final del hueso en el que se considera la geometría de cavidad medular del hueso como una parte hueca y el resto como un tejido cortical homogéneo, este proceso se realiza más adelante al aplicar el modelo de elementos finitos, el procedimiento será explicado más adelante en el trabajo.

A continuación, se explica las diferentes funciones que hemos utilizado y el procedimiento a seguir para obtener una buena reconstrucción de la imagen médica.

En muchas ocasiones el recuento de triángulos es alto, lo que hace que nuestro modelo sea muy “pesado”, se utiliza la herramienta “Decimate” para disminuir el número de triángulos.

Es necesario suprimir las partes del hueso sin interés, para el primer caso comentado sólo nos interesa la superficie exterior del hueso. Por lo tanto, es necesario eliminar el interior de la geometría. Para ello seleccionamos todos los triángulos de la geometría visible, y hacemos click derecho y elegimos la opción de "Reverse Selection", que hará que la parte seleccionada ahora sea todos los triángulos de la geometría interior, que es la que no nos interesa. Y la eliminamos usando "Delete". Por el contrario, para el caso del modelo de la médula ósea se hace más o menos el proceso contrario. Se elimina la geometría exterior del hueso y parte de la interior, hasta quedarse solo con la geometría correspondiente a la médula del hueso.

Usamos "Mesh Doctor" para arreglar la geometría (analiza y repara la red del polígono), esta función examina, detecta y corrige automáticamente los errores en la malla poligonal para obtener modelos poligonales de mayor calidad. Este proceso habrá que repetirlo a medida que vayan surgiendo problemas.

Tenemos que conseguir un modelo consistente, sin agujeros ni golpes. Si esto pasa, como se ve en la Figura 3 hay que arreglarlos. Esta imagen es un recorte de cuando se hizo la reconstrucción y el procesado de malla del modelo *Homo sapiens*, se ve que hay un agujero en color amarillo en la parte inferior de la cabeza del fémur, y varios golpes en el cuello y trocánteres del fémur. Utilizamos la herramienta de "Fill All" para solucionar los agujeros y para quitar los golpes seleccionamos las zonas dañadas y utilizamos la función "Defeature", hasta estar seguros de que la geometría es suficientemente buena. Esta función borra los polígonos dañados que hemos seleccionado y los sustituye por lo que el programa considera que sería la disposición adecuada de los polígonos en esa zona. Además, para fijar pequeñas imperfecciones se puede utilizar la opción de "Relax". Utilizamos "Refine" si consideramos que la malla es demasiado gruesa.

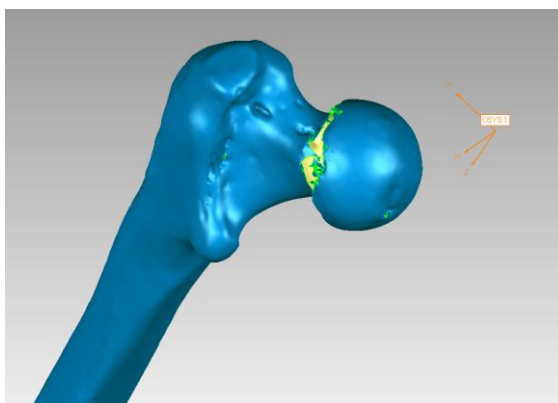


Figura 3 Vista del modelo de la superficie exterior del fémur del *Homo sapiens* con golpes y agujeros en el software Geomagic Wrap.

Se debe tener especial cuidado a la hora de reducir la malla o borrar triángulos, prestando atención en cómo se va moldeando la geometría. Cuando aplicamos muchas de las funciones mencionadas, como "Defeature" se pierden muchos triángulos y si los reducimos demasiado se perderá información de la malla y partes de la geometría, haciendo que no cumpla con la forma requerida, convirtiéndose en un modelo no válido, ya que la forma queda demasiado modificada respecto a la original.

Una vez que hemos considerado que todas las imperfecciones han sido fijadas y que la malla cumple los requisitos de calidad, forma y consistencia exportamos la geometría de la siguiente forma: "Exact surfaces", "Exact surfacing", "Autosurface" y en la parte de la geometría indicar la opción de Organic, ya que se trata de un material orgánico/biológico. La herramienta de autosurface es una ruta para pasar de nubes de puntos a modelos poligonales 3D, esta ruta proporciona un recubrimiento exacto [25]. Y como ya hemos mencionado el archivo se guarda en formato IGES.

El resultado de aplicar todas estas herramientas son modelos sólidos CAD en 3D, limpios, suaves y sin agujeros, que serán aptos para trabajar con ellos en un software de FEA. La Figura 4 muestra los resultados de aplicar todo el procesamiento mencionado en todo este apartado del software Geomagic Wrap, para los dos casos, en los modelos originales dados, el *Pan troglodytes* (chimpancé) y *Homo sapiens* (humano).

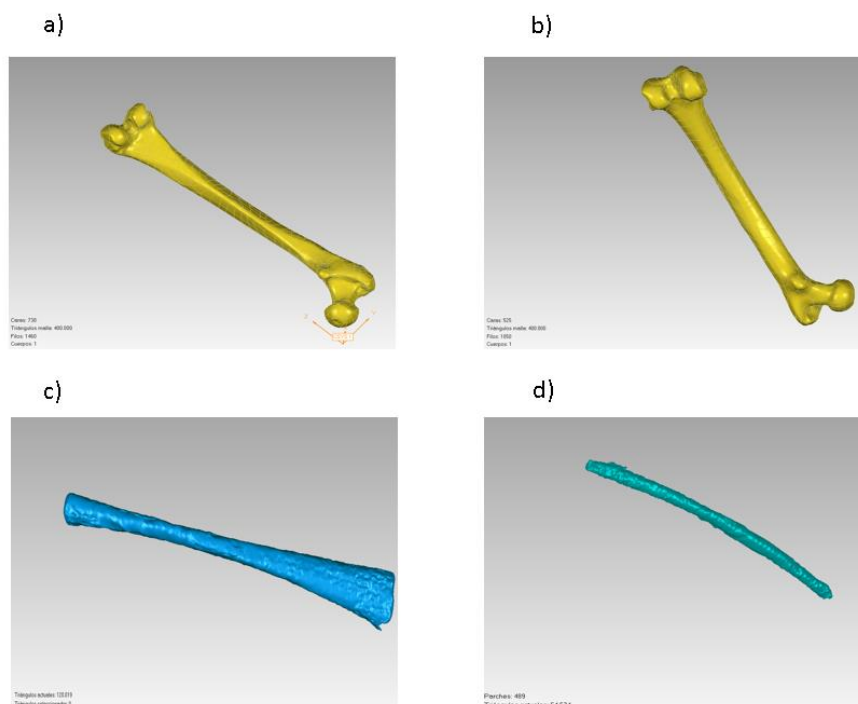


Figura 4. Modelos sólidos CAD en 3D, generados con el software Geomagic Wrap. Las imágenes a) y c) corresponden a la especie del *Homo Sapiens*, y las imágenes b) y d) al *Pan Troglodytes*. A su vez las imágenes a) y b) son modelos de la superficie exterior del fémur

## 3.2 Análisis de elementos finitos

### 3.2.1 Software de Ansys

ANSYS es un software de simulación ingenieril. Está desarrollado para funcionar bajo la teoría de elementos finitos para estructuras y volúmenes finitos para fluidos [26]. Se utiliza para el diseño, análisis y simulación de partes por FEA, incluye las fases de preparación de la malla, ejecución, solución y post proceso (evaluación), el programa ejecuta el análisis de piezas sometidas a fenómenos físicos usadas en ingeniería y diseño mecánico, puede resolver problemas físicos sometidos a esfuerzos térmicos, fluidos, vibración y aplicaciones específicas [27].

Ansys cuenta con la herramienta de Ansys Mechanical, esta es una potente solución para el análisis de estructuras bajo cargas, cuenta con un conjunto de soluciones de FEA que proporciona un análisis de los comportamientos estructurales [26].

### 3.2.2 Pre-procesamiento

El primer paso es importar la geometría, abriendo e importando el fichero. igs generado con el software Geomagic Wrap al Workbench de Ansys. Las geometrías que han sido importadas en este paso han sido las correspondientes a las geometrías de las superficies de los huesos y las cavidades para generar el modelo completo.

Se modifico la estructura ósea para crear un modelo completo. Como ya ha sido comentado, el fémur es un hueso largo, y en el interior de su estructura hay una cavidad medular donde se encuentra la médula ósea. Para obtener unos resultados más precisos, el modelo debe ser lo más realista posible, por eso hay que simular en la geometría esa cavidad "hueca". Se ha conseguido esto realizando una operación booleana de **"subtract"**, es decir restar. Han sido "restadas" las geometrías CAD 3D, de las cavidades medulares, correspondientes a cada modelo, obtenidas con el software Geomagic Wrap, al modelo del fémur con el que se ha estado trabajando en Ansys. Esta operación fue realizada en SpaceClaim, sobre el modelo del hueso completo, a esta geometría fue importada la de la cavidad medular y se utilizó la herramienta de combinar, el resultado es que se combinan ambas geometrías, una dentro de la otra. Y después fue restada la geometría correspondiente a la cavidad medular. El resultado se muestra en las Figuras 5 y 6. donde se puede apreciar como la geometría es de un mismo material uniforme, exceptuando la estructura de la cavidad medular, que es un hueco en el interior del hueso. En este estudio ha sido considerado un mismo material homogéneo, hueso cortical, sin trabéculas, como se aprecia en la Figura X. En un modelo real al 100% del hueso deberían considerarse los dos tipos de huesos que componen el fémur, trabecular y cortical. Pero en este trabajo ha sido considerada una malla sin trabéculas, un modelo con hueso cortical. Se ha realizado de esta manera debido a que una representación realista de la microestructura ósea interna, incluyendo trabéculas, se comporta de forma muy similar a una representación sólida del fémur. Esto lo demostraron Mielke y Nyakatura, en un estudio que realizaron sobre la microestructura de la cabeza femoral de las ardillas. Estudiaron un modelo sólido (todo hueso cortical), un modelo real (con hueso cortical y trabecular) y un modelo hueco (solo consideraron el hueso cortical y eliminaron el trabecular), en este estudio concluyeron que: "El modelo que utiliza una geometría realista muestra una gran similitud en su rendimiento funcional con el modelo sólido hipotético" [28].

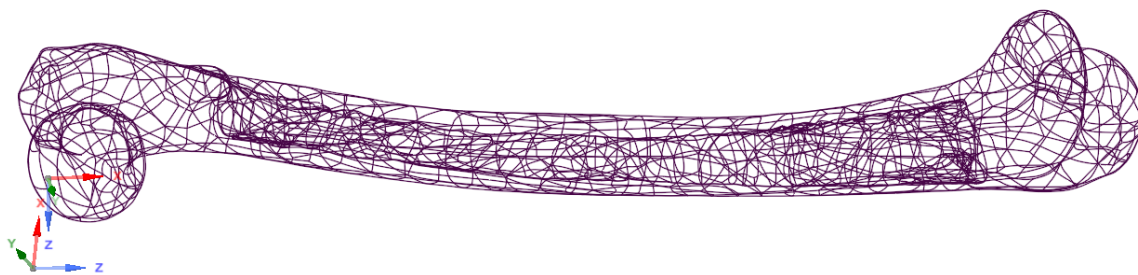


Figura 5. Vista modelo fémur *Homo sapiens* que muestra la geometría resultante de la operación booleana "subtract". Se puede observar la cavidad medular como un "hueco" en la estructura. Imagen obtenida mediante la herramienta Space Claim de Ansys.

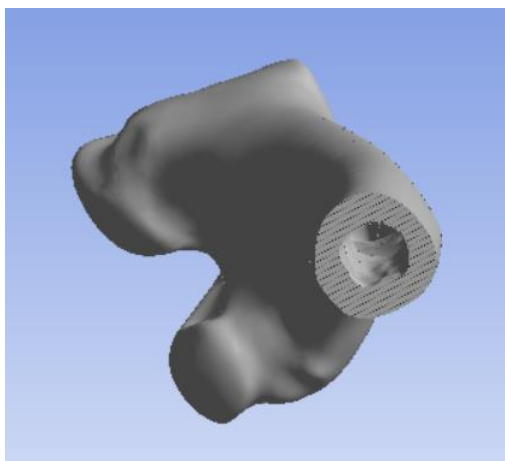


Figura 6. Vista modelo fémur *Homo sapiens* en el que fue realizado un corte transversal en la geometría del hueso. Se observa la cavidad medular como un hueco en la estructura y el resto del hueso con un material homogéneo. Imagen obtenida mediante la herramienta Mechanical de Ansys.

A continuación, se prepara la geometría, se debe dimensionar la malla para trabajar mejor con ella, los dos fémures fueron dimensionados aplicando un tamaño del elemento de 25mm.

El siguiente paso es definir las propiedades de los materiales, es decir hay que asignar un nuevo material al fémur y especificar sus propiedades. Se definió el hueso como un material lineal e isótropo con un módulo de Young  $E=17$  GPa y coeficiente de Poisson  $\nu=0,33$  [29].

Debido a que las geometrías biológicas son complicadas fue necesario utilizar el algoritmo "patch independent" de ANSYS. Este algoritmo genera una malla tetra, empezando por el interior de la región de generación de malla. La ventaja de la generación independiente de parches es la capacidad de ignorar puntos dentro del modelo que no tienen relación con el cálculo. Sin embargo, existe el riesgo de crear una malla que no mantenga una alta fidelidad de la geometría. Las mallas resultantes se pueden observar en la Figura 7.

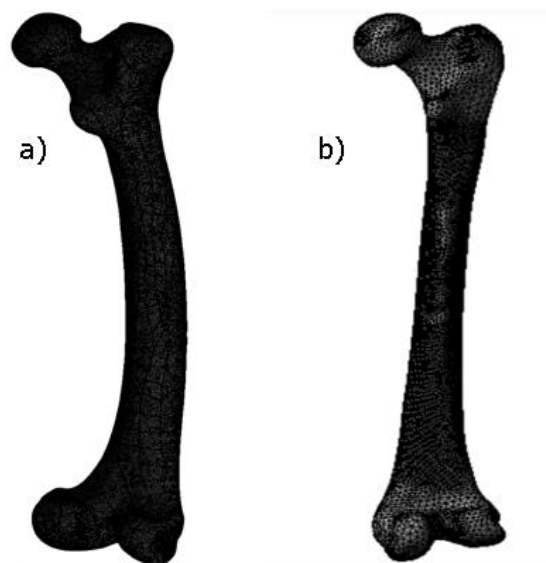


Figura 7 Mallas generadas de las geometrías de los fémures en Ansys. La figura a) corresponde al fémur del *Pan troglodytes* y la figura b) al del *Homo sapiens*.

### 3.2.3 Procesamiento (solución)

Para este paso es necesario especificar las cargas, es decir definir la fuerza que va a ser aplicada en el fémur, las restricciones que se le van a aplicar a la geometría, por tal de fijarla, y resolver el conjunto de ecuaciones resultante (tensión de Von Mises equivalente y desplazamiento).

En los dos fémures fue fijada la geometría, ya que de no hacerlo el hueso se desplazaría en la dirección en la que aplicamos la fuerza. Por lo tanto, se deben crear restricciones en la parte inferior del hueso para limitar el movimiento en esa zona, impidiendo el desplazamiento normal del plano y fijando así el fémur. Los fémures han sido fijados en la cara inferior como se indica en la Figura 8, por la geometría seleccionada, en color naranja.

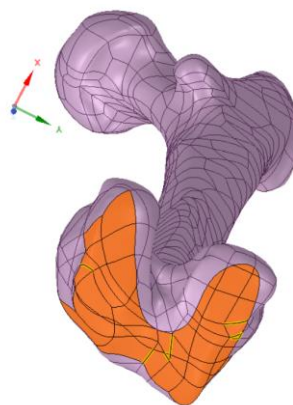


Figura 8 Vista cara inferior fémur *Homo sapiens* con los puntos de desplazamiento que van a ser restringidos en color naranja, obtenida mediante la herramienta Space Claim de Ansys.

A su vez se ha realizado el mismo procedimiento para preparar la parte de la geometría en la que se aplica la fuerza, la parte de la geometría seleccionada en color naranja que se observa en la Figura 9. Restringiendo estas dos zonas mencionadas es suficiente para evitar el movimiento del cuerpo rígido, pero sin limitar en exceso la estructura y así poder obtener unos resultados más realistas a la hora de aplicar las tensiones.

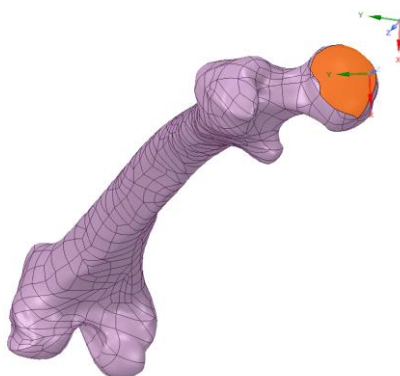


Figura 9 Vista cara superior fémur *Homo sapiens* con los puntos donde se va a aplicar la fuerza marcados en color naranja. Obtenida mediante la herramienta Space Claim de Ansys.

Estas zonas del modelo que han sido indicadas se deben preparar antes para su posterior fijación, para ello se realiza una impresión de caras en el sólido con Spaceclaim. Los pasos a seguir son sencillos: se crea un plano en el que se dibuja la geometría que se quiere imprimir en el modelo y se proyecta en el hueso como se indica en la Figura 10, después se selecciona las superficies donde queremos crear la selección, (estas corresponderían a las



zonas marcadas en naranja de las Figuras 8 y 9), y usamos la herramienta "Groups-Create NS", consiguiendo así agrupar estas superficies de interés. De esta manera al usar Mechanical Ansys, cuando se aplique la fuerza existe la opción de aplicarla específicamente en el grupo de superficies que hemos creado, y fijar la geometría en el otro grupo de superficies especificado, así la geometría será restringida como ya se ha comentado.

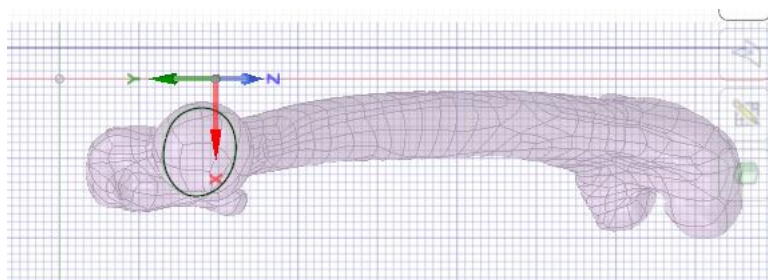


Figura 10 Vista modelo Fémur del *Homo sapiens* con el dibujo de la geometría que se quiere imprimir en el plano, para preparar la superficie dónde será aplicada la fuerza. Obtenida mediante la herramienta Space Claim de Ansys.

Otro paso del procesamiento es definir las cargas (fuerzas). Un aspecto a tener en cuenta es que las fuerzas no se deben ser las mismas en ambos huesos, esta debe ir acorde a la fisiología de cada especie, si no se tiene en cuenta los resultados no serán realistas, ya que cada ejemplar posee unas dimensiones diferentes, y por lo tanto su fémur también está preparado para estar expuesto a diferentes tensiones. Es decir, las fuerzas deben ser aplicadas de forma proporcional a la estructura anatómica de cada especie. Se ha considerado la fuerza equivalente para cada hueso, como el peso (N) medio del individuo de la especie, y considerando que se divide el peso proporcionalmente en los dos fémures del individuo. Ha sido calculada siguiendo la ecuación (6.1), y se calcula para los dos casos, el del *Pan troglodytes*, ecuación (6.2) y el *Homo sapiens*, ecuación (6.3).

$$Fuerza\ fémur\ [N] = \frac{\left(\text{Peso medio de la especie [kg]} * Gravedad \left[\frac{m}{s^2}\right]\right)}{\text{Número de fémures en las que se reparte el peso}} \quad (6.1)$$

Este es un cálculo simple y aproximado, hay aspectos de la biomecánica que no se tienen en cuenta, pero la aproximación es suficiente para el objetivo de este análisis.

$$\text{Fuerza fémur Pan troglodytes} = \frac{45 [kg] * 9.81 \left[\frac{m}{s^2}\right]}{2} = 220.72N \quad (6.2)$$

$$\text{Fuerza fémur Homo sapiens} = \frac{70 [kg] * 9.81 \left[\frac{m}{s^2}\right]}{2} = 343.35N \quad (6.3)$$

El siguiente paso es parametrizar. El objetivo es indicar los parámetros que se quieren estudiar, para este trabajo han sido parametrizados los ángulos de rotación del vector fuerza, y las ecuaciones que interesa resolver, para así obtener el punto donde se encuentra el valor máximo del estrés de Von Mises equivalente y del desplazamiento.

Para parametrizar los ángulos de variación del vector de la fuerza se ha creado un nuevo eje de coordenadas en Space Claim, el centro de este eje corresponderá al centro (punto medio) donde será aplicada la fuerza. El giro de interés para evaluar la fuerza es la primera y segunda rotación del eje Y, estas rotaciones se pueden ver representadas en las Figuras 11 y 12, y son las que han sido parametrizadas en este trabajo.

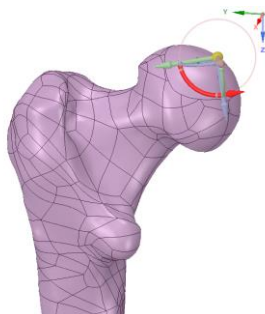


Figura 11 Vista modelo fémur *Homo sapiens* que muestra el primer eje de rotación del eje Y que se parametriza para el posterior estudio de la variación de sus ángulos. Obtenido mediante la herramienta Space Claim de Ansys.

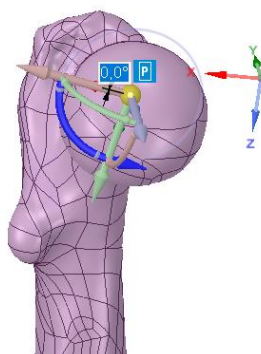


Figura 12 Vista modelo fémur *Homo sapiens* que muestra el segundo eje de rotación del eje Y que se parametriza para el posterior estudio de la variación de sus ángulos. Obtenido mediante la herramienta Space Claim de Ansys.

En el Mechanical se ha creado este nuevo eje de coordenadas, y se le asigna en el sistema de coordenadas de la fuerza. La fuerza es aplicada como se indica en la Figura 13, aunque los dos ángulos de rotación variarán según como estén determinados los ángulos parametrizados. Los ángulos han sido evaluados en un amplio rango, para así poder estudiar un mayor número de posibilidades angulares de aplicación de la fuerza y determinar cuál es el óptimo, la primera rotación del eje se le permite un rango de  $0^{\circ}$  a  $90^{\circ}$ , en este rango se consideró desde que la fuerza se aplique de manera totalmente vertical al hueso hasta totalmente horizontal y la segunda rotación se le permite un rango de  $-30^{\circ}$  a  $30^{\circ}$ . Se decidió abarcar un abanico de ángulos muy amplio, para considerar todos los casos posibles por raros que sean, y poder observar cómo reaccionaría el hueso a estos casos. La aplicación de la fuerza se realizó sobre una superficie que simula la región de contacto de la cabeza femoral con el acetábulo de la pelvis.

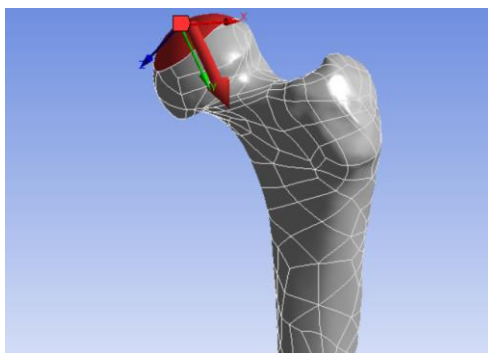


Figura 13 Vista modelo fémur *Homo sapiens* que muestra el vector fuerza, representada en la flecha roja, que es aplicado a la geometría, en una superficie indicada en color rojo en la malla, que simula una región de contacto en la cabeza femoral con el acetábulo de la pelvis. Obtenida mediante la herramienta Mechanical de Ansys.

A su vez también se han parametrizado las variables desplazamiento y tensión de Von Mises equivalente. Estos cálculos de desplazamiento y estrés de Von Mises equivalente no han sido aplicados en toda la geometría. Esto se ha hecho así para evitar que dieran picos máximos en zonas a causa de algún pequeño defecto en la malla de la geometría. Para evitar estos errores en los resultados se ha optado en este estudio por aplicar los cálculos en la superficie de la geometría de la malla y no en el interior. Esto tiene una explicación, el hueso en su

superficie esta recubierto por hueso cortical que es el que en mayor medida soporta las cargas, por lo que el interior del hueso se puede despreciar para este análisis.

Para este estudio han sido resueltos dos conjuntos de ecuaciones: la tensión de Von Mises equivalente y la deformación, consideramos estas variables para estudiar lo que sucede en un cuerpo, en este caso el fémur sometido a cargas externas.

Antes de resolver el modelo en la opción de "Parameter Set", han sido establecidos diferentes medidas de los ángulos del eje parametrizado en sus dos rotaciones, creando varios puntos de diseño, uno para cada combinación, por tal de obtener resultados numéricos de los máximos de las variables parametrizadas sobre las condiciones de los ángulos, que en definitiva es el giro donde interesa evaluar la fuerza. Es importante clicar en la opción de "Retener" en cada uno de los puntos diseño por tal de que cuando se resuelva el modelo se "guarden" estos datos y podamos ver todos los casos resueltos sobre el modelo en Mechanical Ansys.

## **4 Resultados (Post-Procesamiento) y discusión.**

El análisis de elementos finitos se realiza en dos modelos de hueso de fémur (de un bípedo y de un cuadrúpedo) variando los ángulos en que se aplican las cargas. Los resultados de los máximos de las tensiones de Von Mises equivalentes y los desplazamientos en diferentes configuraciones del hueso generados en este análisis se muestran en las Tablas 2, 3, 4 y 5. En los resultados se ve como en función de los ángulos en que se aplica la fuerza varían los valores máximos de desplazamiento y tensión de Von Mises equivalente

El primer ángulo de rotación que parametrizamos, Figura 14 a), lo denominaremos como  $\alpha$ , que representa el ángulo de inclinación, es determinado entre el eje del cuello del fémur con eje longitudinal de la diáfisis femoral. El segundo ángulo, Figura 14 b), ha sido denominado como  $\beta$ , que es el ángulo correspondiente a la anteversión y retroversión femoral.

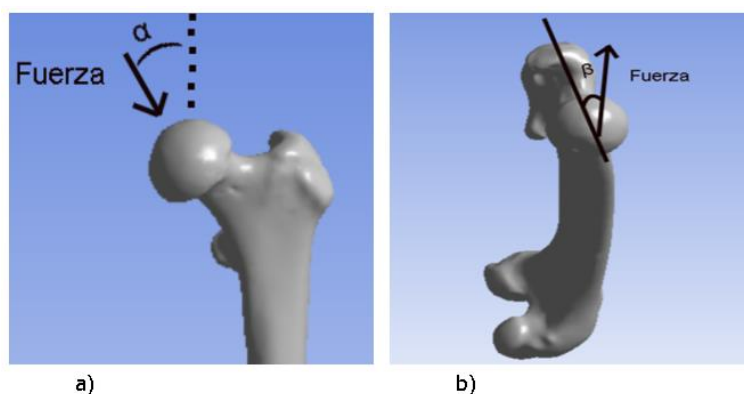


Figura 14. Variantes de posición de la fuerza con respecto de cabeza femoral. La imagen a) corresponde al ángulo  $\alpha$ , el ángulo de inclinación y la imagen b) corresponde al ángulo  $\beta$ , que es el ángulo que representa los movimientos de anteversión y retroversión.

Tabla 2. Valores máximos de tensión de Von-Mises equivalente en el modelo del fémur del *Homo sapiens*.

$\alpha^\circ$	$\beta^\circ$						
	-30	-15	0	5	10	15	30
90	77.07	79.941	78.223	76.7	74.609	71.357	65.956
75	75.79	77.403	73.646	71.698	69.565	65.872	61.238
60	70.628	69.612	64.505	61.731	59.795	58.108	56.069
45	61.717	58.114	53.355	47.48	45.696	48.595	50.412
30	56.24	46.547	40.31	30.131	28.319	37.262	43.991
25	57.881	45.222	33.705	23.847	21.998	25.736	32.154
20	56.774	43.022	28.251	18.217	15.569	19.998	28.109
15	51.501	39.057	26.266	14.508	10.097	14.602	24.751
10	54.201	38.955	22.246	11.585	7.391	9.287	22.246
5	53.081	37.16	18.898	12.148	9.874	8.105	21.6

0	51.846	35.835	18.398	13.931	12.504	12.477	27.005
---	--------	--------	--------	--------	--------	--------	--------

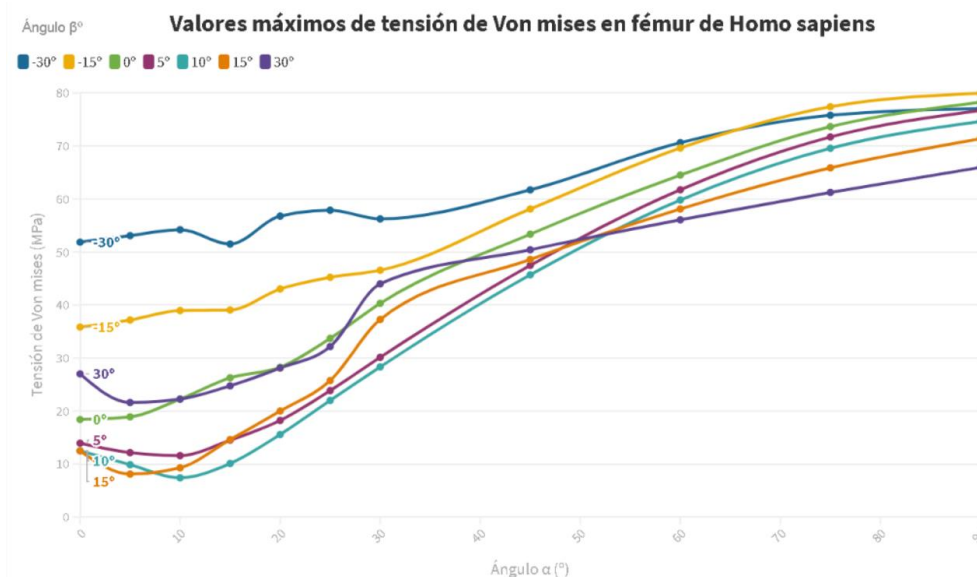


Figura 15 Gráfica con la representación de los valores máximos de tensión de Von Mises en el modelo del fémur del *Homo sapiens*. Valores obtenidos de resolver el modelo en Ansys. El eje de las x corresponde a los valores del ángulo  $\alpha$ , los del eje y a los valores de la tensión de Von Mises (MPa). La leyenda muestra los valores del ángulo  $\beta$ .

Tabla 3. Valores máximos de desplazamiento en el modelo del fémur del *Homo sapiens*.

$\alpha^\circ$	$\beta^\circ$						
	-30	-15	0	5	10	15	30
90	41.761	40.663	39.688	39.634	39.721	38.842	38.34
75	42.163	39.53	36.867	36.291	36.168	35.284	35.243
60	40.448	36.297	31.968	30.646	30.322	30.718	31.92
45	37.178	31.837	26.326	23.12	22.54	25.342	28.427
30	34.153	27.007	20.118	14.437	13.34	19.089	24.497
25	35.003	26.198	17.238	11.53	10.075	12.799	17.943

20	34.374	25.001	15.017	8.845	6.782	9.479	15.947
15	32.063	23.041	13.968	6.778	3.6068	6.1145	14.559
10	33.041	22.92	11.353	6.0803	1.8679	2.948	14.03
5	32.407	22.14	10.401	7.176	4.1947	2.360	14.498
0	32.425	21.807	10.297	9.448	7.417	4.7888	14.927

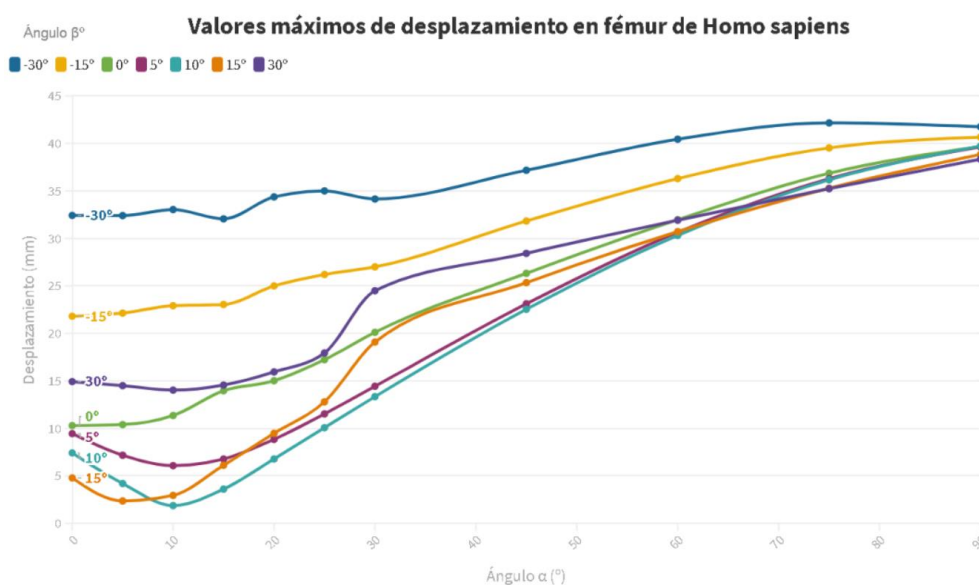


Figura 16 Gráfica con la representación de los valores máximos de desplazamiento en el modelo del fémur del *Homo sapiens*. Valores obtenidos de resolver el modelo en Ansys. El eje de las x corresponde a los valores del ángulo  $\alpha$ , los del eje y a los valores del desplazamiento (mm). La leyenda muestra los valores del ángulo  $\beta$ .

Tabla 4. Valores máximos de tensión de Von-Mises equivalente en el modelo del fémur del *Pan troglodytes*.

$\alpha^\circ$	$\beta^\circ$						
	-30	-15	0	5	10	15	30
90	37.842	36.795	37.259	36.949	36.383	35.953	36.857
75	36.046	33.677	33.524	33.078	32.41	32.212	33.85
60	32.909	29.095	27.49	26.872	26.29	26.484	29.45

Comparativa Biomecánica entre el fémur de un bípedo y un cuadrúpedo.

45	29.323	23.129	19.479	18.987	19.092	19.632	24.005
30	26.142	17.433	10.667	10.538	11.098	12.916	19.876
25	25.12	15.901	7.6902	7.5314	8.9419	11.037	19.019
20	24.224	14.594	5.3073	5.446	6.6957	9.5202	18.827
15	23.478	13.609	6.3476	6.9505	7.5909	9.4425	19.276
10	22.914	13.082	7.9696	8.6261	9.369	10.523	20.212
5	22.606	13.697	9.7345	10.367	11.077	12.369	21.315
0	22.68	15.334	11.448	12.07	12.697	14.772	22.543

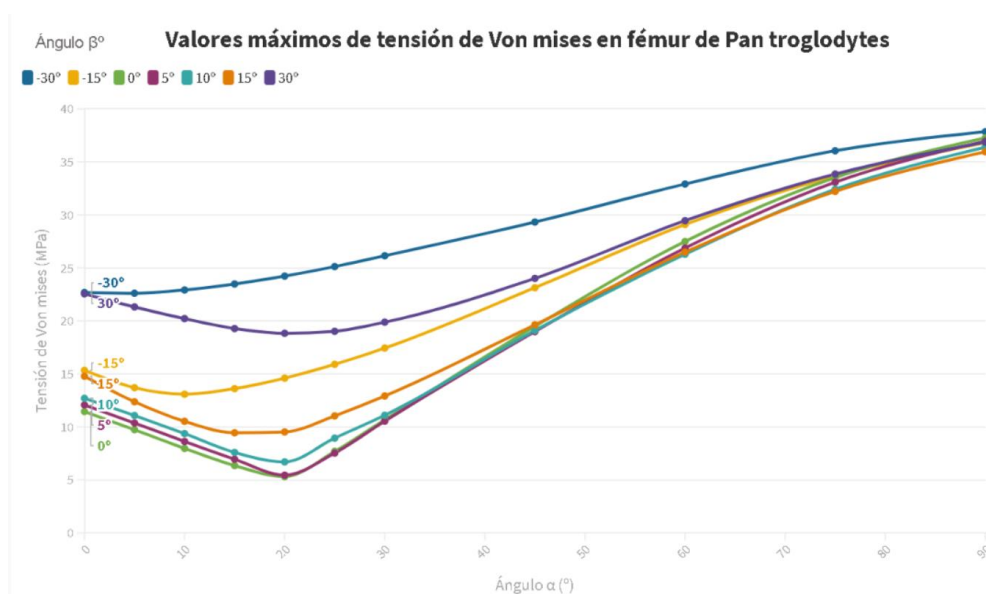


Figura 17 Gráfica con la representación de los valores máximos de tensión de Von Mises en el modelo del fémur del *Pan troglodytes*. Valores obtenidos de resolver el modelo en Ansys. El eje de las x corresponde a los valores del ángulo  $\alpha$ , los del eje y a los valores de la tensión de Von Mises (MPa). La leyenda muestra los valores del ángulo.



Tabla 5. Valores máximos de desplazamiento en el modelo del fémur del *Pan troglodytes*.

$\alpha^\circ$	$\beta^\circ$						
	-30	-15	0	5	10	15	30
90	16.107	14.329	13.209	14.099	14.353	13.236	14.398
75	15.285	12.758	11.17	12.436	12.715	11.395	13.291
60	13.978	10.645	8.6132	9.945	10.300	9.4049	12.342
45	12.718	8.421	5.7112	6.804	7.335	7.4286	11.511
30	11.780	6.768	2.606	3.282	4.302	5.6733	10.733
25	11.870	6.764	2.027	2.127	3.502	5.205	10.420
20	11.801	6.581	1.070	1.206	3.026	4.898	10.286
15	11.865	6.7333	1.3409	1.284	3.042	4.7108	10.046
10	11.96	6.884	2.225	2.256	3.541	5.204	10.386
5	12.181	7.336	3.412	3.4165	4.349	5.759	10.612
0	12.981	8.459	4.6135	4.603	5.308	5.4321	9.66969

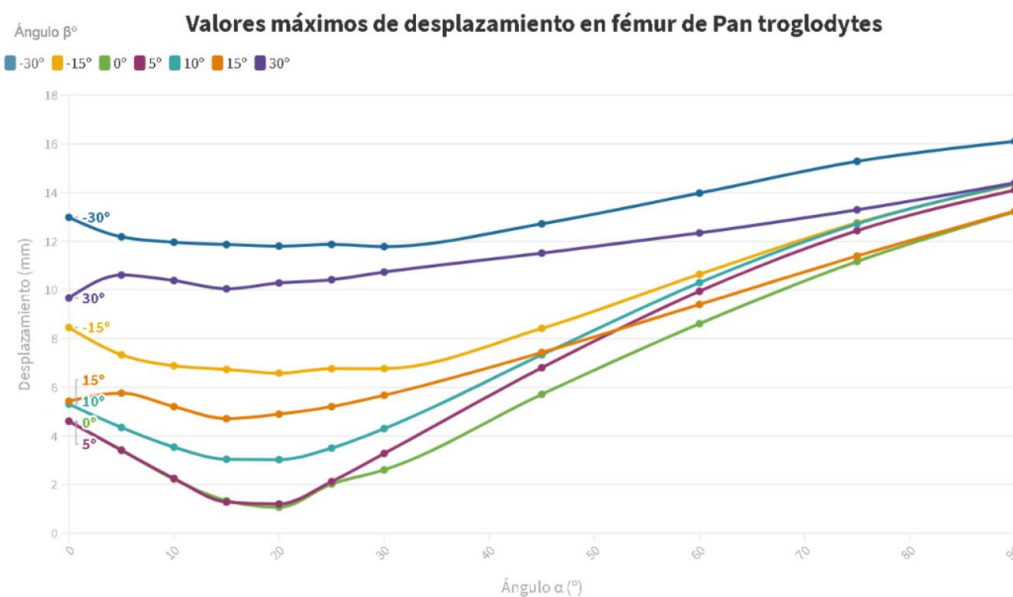


Figura 18 Gráfica con la representación de los valores máximos de desplazamiento en el modelo del fémur del *Pan troglodytes*. Valores obtenidos de resolver el modelo en Ansys. El eje de las x corresponde a los valores del ángulo  $\alpha$ , los del eje y a los valores del del desplazamiento (mm). La leyenda muestra los valores del ángulo  $\beta$ .

Los resultados de los dos parámetros calculados del fémur del *Homo sapiens*, indican que el hueso se adapta mejor, es decir el hueso "sufrir" menos, cuando las cargas son aplicadas en un ángulo  $\alpha$  de entre  $5^\circ$  y  $10^\circ$ , y un ángulo  $\beta$  de entre  $10^\circ$  y  $15^\circ$ . Por otro lado, los resultados del fémur del *Pan troglodytes*, muestran que el hueso recibe mejor las fuerzas aplicándolas en un ángulo  $\alpha$  de entre  $15^\circ$  y  $20^\circ$ , y un ángulo  $\beta$  de entre  $0^\circ$  y  $5^\circ$ .

El ángulo de inclinación en que se aplica la fuerza (ángulo  $\alpha$ ) es mayor en el caso de cuadrúpedo que el bípedo. Esto se justifica con la posición al mantenerse en pie de cada uno de ellos. El bípedo al tener una posición erecta, como se muestra en la Figura 2 b), la fuerza recae de forma más vertical, ya que las extremidades superiores se mantienen rectas al igual que las inferiores. Se comprueba con los resultados obtenidos que la inclinación es de apenas entre  $5^\circ$  y  $10^\circ$ . En cambio, la inclinación es  $10^\circ$  mayor en el caso del cuadrúpedo. La posición que tienden a mantener estos al ponerse en pie es de tener la columna inclinada para así poder apoyar las manos en el suelo, se indica en la Figura 2 a), al mantener esta postura la orientación de las extremidades inferiores no es totalmente recta. Esto se traduce en que la fuerza del peso no recae de manera recta sobre la pelvis y el fémur, esta posición supone una inclinación mayor de la carga que recae sobre la cabeza femoral.

El ángulo de anteversión femoral es mayor en el caso del bípedo que del cuadrúpedo. El cuello femoral está inclinado con respecto a la superficie posterior de los cóndilos, esto es lo que provoca la anteversión femoral. Esto provoca que el fémur se proyecte hacia dentro, Figura 19 a), por lo tanto, el pie se acerque al centro, o hacia fuera en el caso de retroversión femoral, y los pies se alejen hacia el exterior. Los fémures de los humanos adaptados al bipedismo se inclinan hacia dentro acercando los pies al centro de gravedad, se caracterizan por tener rodillas que se cierran para poner recta la pierna, y así mantener el equilibrio al mantenernos de pie en una posición recta. Esta anteversión es menor en el caso de los cuadrúpedos, sus rodillas se mantienen flexionadas hacia el exterior y los pies no se acercan al centro, se mantiene más rectos. Es por eso que cuando intentan caminar a dos patas se balancean, porque no están en equilibrio.

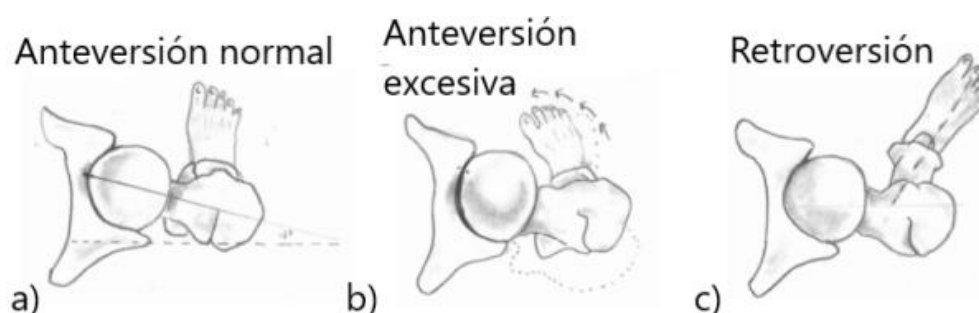


Figura 19. Representación de la anteversión y retroversión femoral en una figura humana. La imagen a) corresponde a una anteversión denominada "normal" para el caso del ser humano. La imagen b) corresponde a una anteversión excesiva, la parte superior del fémur está girada hacia delante mucho más que el hueso largo. La imagen c) corresponde a una retroversión, es cuando la parte superior del fémur se gira hacia adelante significativamente más que el hueso largo [30].

Observando las gráficas se ve como las representaciones del desplazamiento y de las tensiones en un mismo modelo son iguales en cuanto a forma. Cambian los valores, pero los mínimos y los máximos se encuentran en el mismo punto de  $\alpha$  y  $\beta$ .

Comparando las gráficas de ambos modelos, son similares en la forma, las dos hacen prácticamente la misma curva, pero tienen un desfase de unos  $10^\circ$ . Además, los valores de los máximos de tensión y desplazamiento del *Homo sapiens* son bastante más altos que el *Pan troglodytes*. Se compara la curva de  $\beta = 10^\circ$  de las dos especies en la Figura 20. Se observa que a medida que el ángulo  $\alpha$  se hace más grande, la diferencia de los resultados también es mayor.

Que los valores de tensión sean altos significa que el hueso muestra mayor fragilidad, y que los valores de desplazamiento sean altos indica que el hueso es más flexible. Según los

valores obtenidos de este análisis entonces se puede afirmar que el fémur del bípedo es más flexible, pero a la vez más frágil que el de cuadrúpedo. Y a su vez el del cuadrúpedo es más fuerte pero menos elástico. También se pueden plantear de otra manera, y es que la estructura de los dos huesos es diferente en los dos casos. El fémur del *Homo sapiens* es más alargado, fino, y el del *Pan troglodytes* es más corto, ancho. Las tensiones en cuerpos más anchos se distribuyen mejor, y por lo tanto los valores máximos serán menores porque están mejor distribuidas. Esto explicaría porque los valores del *Pan troglodytes* son más bajos, su estructura es óptima.

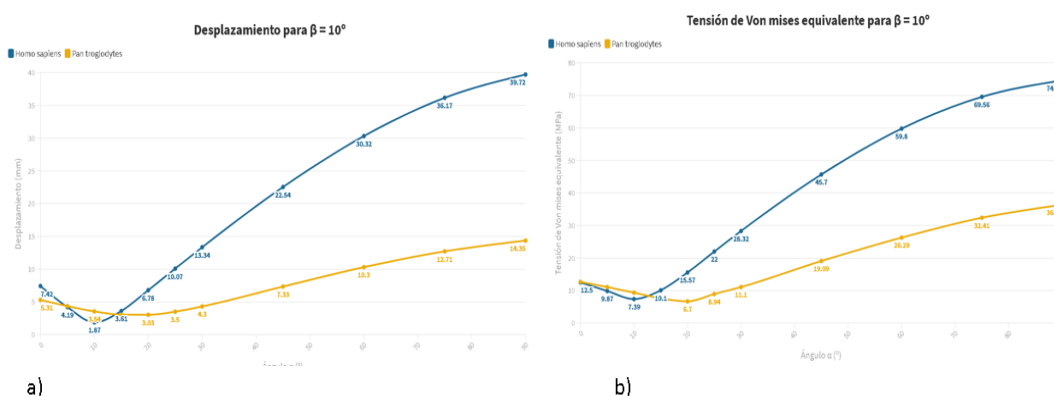


Figura 20. Gráficos comparativos de tensión y desplazamiento entre *Homo sapiens* y *Pan troglodytes*. Gráficos para el ángulo beta = 10°, la curva azul representa los valores  $\beta$  del *Homo sapiens* y la amarilla los del *Pan troglodytes*, y el eje de las x indica los valores del ángulo alfa. En la Figura a) están representados los valores máximos de desplazamiento y en la b) los valores máximos de tensión de Von Mises equivalente.

En ambas gráficas a partir del mínimo de cada curva, esta asciende hasta llegar a su máximo en  $\alpha = 90^\circ$ , los valores máximos de las tensiones y desplazamiento en ese rango son muy altos, esto significa que el hueso se adapta peor a esta disposición de la fuerza, o que está soportando tensiones mayores. Pero, aunque los valores sean altos el hueso puede soportar estas tensiones. La tensión de rotura del hueso es de unos 130 MPa, y ninguno de los dos modelos de fémur llega a estos valores para ninguna de las disposiciones de la fuerza. Es decir que en ninguno de los casos estudiados el hueso se rompería.

En referencia al ángulo  $\beta$ , los dos modelos se adaptan peor a los valores negativos de  $\beta$ , estos corresponden a una retroversión femoral. Pero el bípedo funciona mejor con algo más de anteversión femoral que el cuadrúpedo.

Otro aspecto que ha sido analizado en este estudio es la distribución de las tensiones y desplazamiento a lo largo del hueso. Los valores máximos de desplazamiento calculados en este estudio se refieren a la máxima magnitud de desplazamiento que se produce dentro de la cabeza del fémur donde se aplica la fuerza de contacto de la cadera, Figura 22 y 24. Y la tensión de Von Mises calculada representa la tensión máxima que soporta el hueso con la fuerza que le ha sido aplicada, que se produce a lo largo de la diáfisis femoral, Figura 21 y 23.

En el caso de la Figura 23., no se ha hecho el análisis sobre toda la estructura debido a un fallo en la geometría interna de la cabeza femoral. Solo se han realizado los cálculos para la zona de la diáfisis femoral, que es la zona de interés para estudiar las tensiones ya que como sometemos el hueso a fuerzas de flexión sabemos que las tensiones máximas tendrán que estar en la diáfisis femoral.

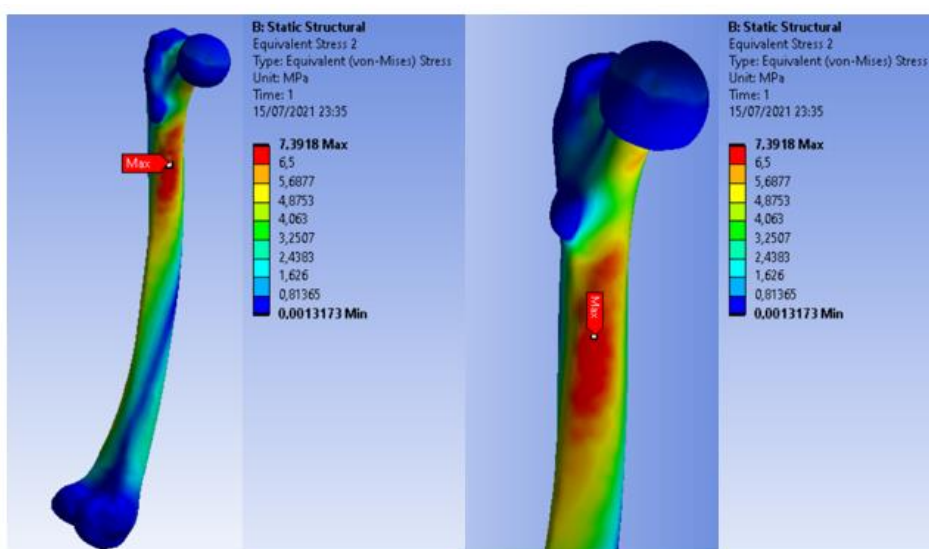


Figura 21. Tensión de Von Mises equivalente en modelo fémur *Homo sapiens*, en el caso en el que el ángulo  $\alpha$  es  $10^\circ$  y el ángulo  $\beta$  es  $10^\circ$ .

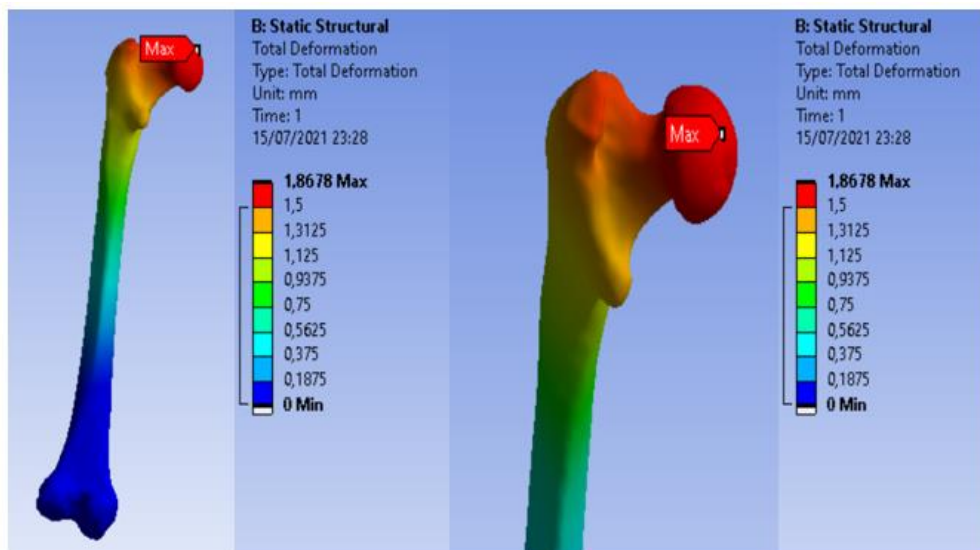


Figura 22 Desplazamiento en modelo fémur *Homo sapiens*, en el caso en el que el ángulo  $\alpha$  es  $10^\circ$  y el ángulo  $\beta$  es  $10^\circ$ .

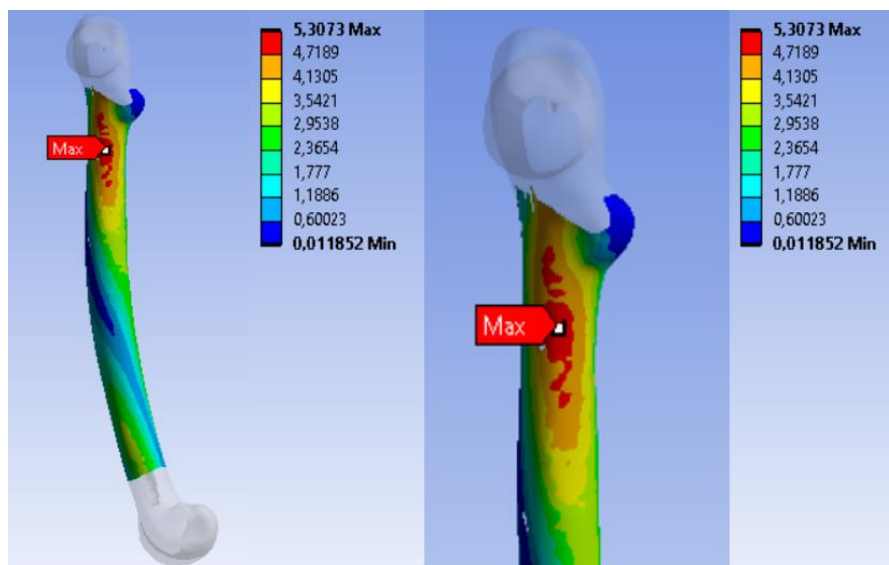


Figura 23. Tensión de Von Mises equivalente en modelo fémur *Pan troglodytes*, en el caso en el que el ángulo  $\alpha$  es  $20^\circ$  y el ángulo  $\beta$  es  $0^\circ$ .

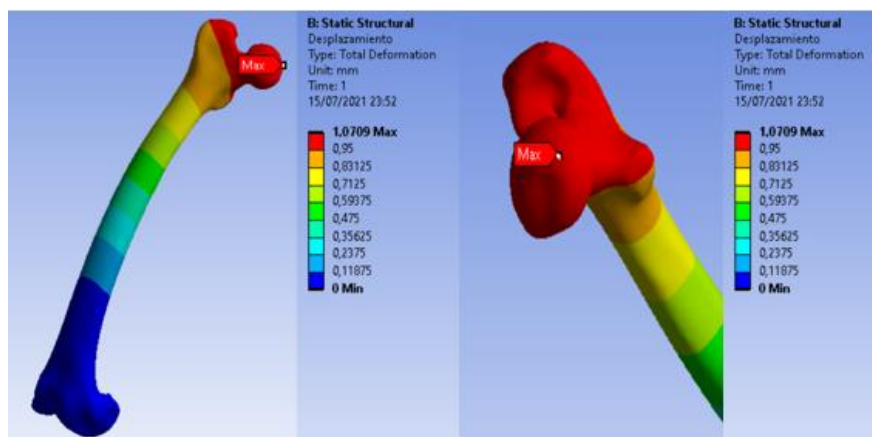


Figura 24. Desplazamiento en modelo fémur *Pan troglodytes*, en el caso en el que el ángulo  $\alpha$  es  $20^\circ$  y el ángulo  $\beta$  es  $0^\circ$ .

Los huesos a lo largo de la evolución se han adaptado a las cargas a las que han estado expuestos, y se han remodelado a partir de eso. Es por eso que existen diferencias estructurales entre el fémur de un *Homo sapiens* y un *Pan troglodytes*. Esto explica las diferencias que existen en la manera que se distribuyen las cargas a través de ellos.

El fémur está constantemente soportando cargas en diferentes direcciones. Las cargas que soporta continuamente el hueso son de flexión en la cabeza del fémur debido al peso del cuerpo, lo cual somete una parte a compresión y otra a tracción. Las fuerzas de flexión aplicadas sobre un hueso hacen que este se doble sobre su eje mayor.



Figura 25 Cargas que soporta el fémur. Las flechas azules indican en la dirección que van las cargas de tracción a las que está sometido el hueso, y las de color verde indican en la dirección que van las cargas de compresión a las que está sometido el fémur. La flecha roja indica el peso corporal en Newtons que recae sobre el hueso.

Observando los resultados obtenidos de la distribución de tensión de Von Mises equivalente de ambos huesos, se ve como las tensiones se concentran en la diáfisis femoral, en ambos casos. Estos resultados tienen sentido ya que se está sometiendo el hueso a fuerzas de flexión. En los dos su máximo se encuentra en la parte superior de la diáfisis femoral. La localización de la concentración máxima de tensiones coincide con un estrechamiento en la geometría del hueso. Tiene sentido que las tensiones se concentren ahí ya que un estrechamiento de la geometría induce a la concentración de tensiones. En una geometría más estrecha las tensiones se distribuyen peor que en una geometría más ancha. En el caso del *Homo sapiens*, Figura 21, el valor de tensión de Von Mises máximo en la configuración de la fuerza más favorable para este fémur ( $\alpha=10^\circ$  y  $\beta = 10^\circ$ ) es de 7.39 MPa. Y para el caso del *Pan troglodytes* en su configuración óptima de la fuerza ( $\alpha=20^\circ$  y  $\beta = 0^\circ$ ), Figura 23, el valor de tensión de Von Mises máximo es de 5.307 MPa.

En cuanto al máximo desplazamiento del fémur, se produce en ambos casos en la cabeza femoral, en el centro de la región de contacto de la cabeza femoral con el acetábulo de la pelvis. Tiene sentido que el máximo desplazamiento se produzca en esta zona ya que en si es el punto donde recae la fuerza del peso del individuo, y es la región que más "sufre". En el caso del *Homo sapiens*, Figura 22, el valor del desplazamiento máximo en la configuración de la fuerza más favorable para este fémur ( $\alpha=10^\circ$  y  $\beta = 10^\circ$ ) es de 1.867mm. Y para el caso del *Pan troglodytes*, Figura 24, en su configuración óptima de la fuerza ( $\alpha=20^\circ$  y  $\beta = 0^\circ$ ) el valor del desplazamiento máximo es de 1.0709mm.

En la Figura 26 se puede observar una comparativa de las distribuciones de desplazamiento de los fémures del *Homo sapiens* y *Pan troglodytes*. Y en la Figura 27 se muestran las distribuciones de tensiones de Von Mises equivalente de los fémures del *Homo sapiens* y *Pan troglodytes*. Ambas figuras muestran los resultados de las distribuciones para diferentes valores del ángulo de inclinación de la fuerza (ángulo  $\alpha$ ). En la Figura 27 se aprecia como en el caso del *Homo sapiens* en función de cuál sea esta inclinación el valor máximo se sitúa en el la parte superior de la diáfisis femoral o en la inferior. Cuanto más grande es  $\alpha$ , mayor es el valor máximo de la tensión, y además los valores de mayor tensión se concentran en la parte inferior de la diáfisis femoral. Para valores pequeños de  $\alpha$ , las tensiones máximas son menores y se concentran en la parte superior de la diáfisis femoral.



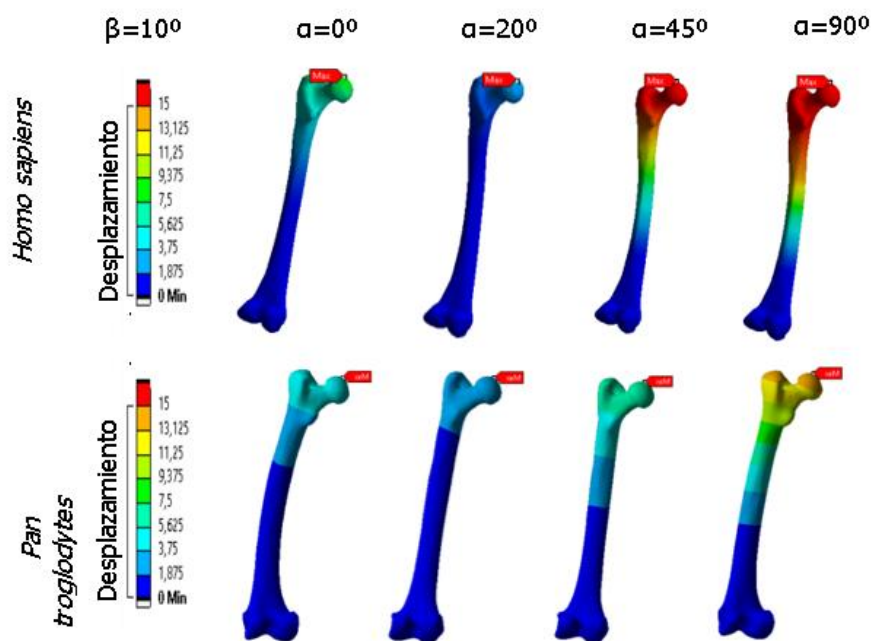


Figura 26 Disposición del desplazamiento total en diferentes fémures. El ángulo beta es de  $10^\circ$ , y el ángulo alfa varía para cada columna. Están representados los ángulos alfa  $0^\circ$ ,  $20^\circ$ ,  $45^\circ$  y  $90^\circ$ . La primera fila corresponde al modelo del fémur del *Homo sapiens* y la segunda fila al *Pan troglodytes*.

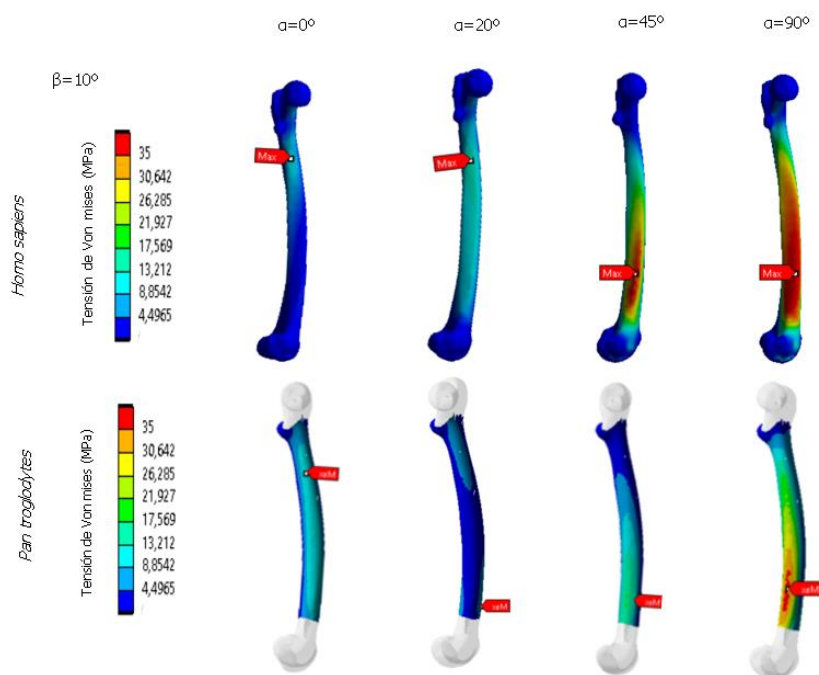


Figura 27 Disposición de tensiones de Von Mises equivalentes en diferentes fémures. El ángulo beta es de  $10^\circ$ , y el ángulo alfa varía para cada columna. Están representados los ángulos alfa  $0^\circ$ ,  $20^\circ$ ,  $45^\circ$  y  $90^\circ$ . La primera fila corresponde al modelo del fémur del *Homo sapiens* y la segunda fila al *Pan troglodytes*.

En la Figura 27 se observa como las tensiones de Von Mises equivalentes máximas se encuentran en la diáfisis femoral, en algunos casos en su extremo superior y en otros en su extremo inferior, pero todos se encuentran en un lateral. Según los principios de la biomecánica cuando se somete el hueso a fuerzas de flexión, aparecen fuerzas en el interior del hueso, y estas fuerzas son mayores cuanto más alejadas están del eje neutro del hueso. El eje neutro del hueso coincide con el eje centroidal del fémur, y este no está sometido a ninguna tensión ni deformación. Es por eso que los valores máximos se encuentran en los laterales de la diáfisis femoral.

## 5 Conclusiones

En este estudio se describe un proceso completo de análisis de la estructura estática del fémur del *Homo Sapiens* y el *Pan troglodytes* aplicándole una carga externa. La metodología dada puede ser utilizada sobre otras estructuras biomecánicas para su estudio. El trabajo presenta los análisis de tensiones y desplazamientos de estos fémures con diferentes configuraciones de la fuerza externa que representa el peso del individuo que se le aplica al fémur.

La estructura ósea, locomoción y postura de estas de un *Homo sapiens* y un *Pan troglodytes* es diferente, el motivo principal es evolutivo. El *Pan troglodytes* es un cuadrúpedo y el *Homo sapiens* un bípedo, ambos tienen ancestros comunes, pero este último ha evolucionado de manera distinta para adaptarse al bipedismo, y en consecuencia su esqueleto ha cambiado. Esta es la razón por la cual los fémures de ambas especies son anatómicamente diferentes y por lo tanto la fuerza del peso corporal no recae de la misma manera en ambos y el comportamiento del hueso ante tensiones y desplazamientos no es el mismo.

Los análisis de tensiones equivalentes y desplazamiento total muestran que:

- Los valores máximos de desplazamientos totales en ambos fémures se encuentran en la cabeza femoral en el centro de la región de contacto de la cabeza femoral con el acetábulo de la pelvis, que la zona donde se aplica la carga.
- Los valores máximos de tensión de Von Mises equivalente se distribuyen en ambos casos en la diáfisis femoral, debido a que está sometido a fuerzas de flexión.
- Tanto los valores máximos de tensiones como los de desplazamiento son considerablemente más altos en el caso del *Homo sapiens*. Esto sucede porque

en la estructura del fémur del *Pan troglodytes* se distribuyen mejor las cargas, y es un hueso más fuerte pero menos elástico en comparación con el fémur del *Homo sapiens*, que es más frágil pero más elástico.

- En cuanto al grado de inclinación en el que se aplica la fuerza, el bípedo se adapta mejor a cargas con un ángulo de inclinación pequeño, de entre unos 10° y 15° y el cuadrúpedo recibe mejor las cargas con un ángulo de inclinación un poco mayor, de unos 20°.
- El grado de anteversión femoral es mayor en el caso del *Homo sapiens*, de entre 10° y 15 ° que en el *Pan troglodytes*, que es de entre 0° y 5°.

Cabe destacar que hay aspectos que el modelo final de este estudio no predice y deberían incluirse para hacer una predicción 100% real del comportamiento biomecánico del hueso, aspectos como que la estructura real del esqueleto incluye huesos y tejidos blandos, el fémur también se compone por hueso trabecular que no se ha considerado, las propiedades de los materiales del hueso son más complejas de lo que han sido definidas en este trabajo. Y además, tampoco se ha tenido en cuenta las condiciones físicas que implican las articulaciones del fémur: coxofemoral y rodilla, ni el papel de las fuerzas musculares. Aunque con los aspectos considerados se realiza una buena aproximación de los modelos.

## 6 Referencias

- [1] S. Kondō, Primate morphophysiology, locomotor analyses, and human bipedalism., Tokyo, 1985.
- [2] «fisionline, » [En línea]. Available: <https://www.fisioterapia-online.com/glosario/hueso-femur>. [Último acceso: 22 05 2021].
- [3] «alamy, » [En línea]. Available: <https://www.alamy.es/foto-seccion-transversal-de-un-femur-mostrando-la-estructura-anatomica-incluyendo-hueso-esponjoso-y-la-medula-osea-52091769.html>. [Último acceso: 25 5 2021].
- [4] N. Shefferly, «Animal Diversity Web (ADW), » 2005. [En línea]. Available: [https://animaldiversity.org/accounts/Pan\\_troglodytes/](https://animaldiversity.org/accounts/Pan_troglodytes/). [Último acceso: 23 05 2021].
- [5] C. A. Marmelada, Universidad de Navarra, 5 11 2005. [En línea]. Available: <https://www.unav.edu/web/ciencia-razon-y-fe/evolucion-humana-los-descubrimientos-mas-recientes>.
- [6] «Instituto Jane Goodall,» [En línea]. Available: [Primos evolutivos \(janegoodall.es\)](http://www.janegoodall.es). [Último acceso: 23 05 2021].
- [7] J. A. Peña, «Euskal Herriko Unibertsitatea,» 2010. [En línea]. Available: <http://www.ehu.eus/~ggppegaj/BEH4Resp.pdf>.
- [8] «Paleoantropología hoy,» 6 07 2013. [En línea]. Available: <http://paleoantropologiahoy.blogspot.com/2013/02/modificaciones-anatomicas-para-la.html>.
- [9] K. S. Saladin, de Anatomy & Physiology: the Unity of Form and Function., vol. 5ª edición, Dubuque: McGraw-Hill, 2010, p. Capítulo 8.
- [10] J. Legaye, «ResearchGate,» Septiembre 2011. [En línea]. Available: [https://www.researchgate.net/publication/221916095\\_Analysis\\_of\\_the\\_Dynamic\\_Sagittal\\_Balance\\_of\\_the\\_Lumbo-Pelvi-Femoral\\_Complex](https://www.researchgate.net/publication/221916095_Analysis_of_the_Dynamic_Sagittal_Balance_of_the_Lumbo-Pelvi-Femoral_Complex).
- [11] T. English, «Interesting Engineering,» 07 11 2019. [En línea]. Available: <https://interestingengineering.com/what-is-finite-element-analysis-and-how-does-it-work>.
- [12] S. S. Bhavikatti, Finite Element Analysis, New Age International, 2005.
- [13] J. R. R. M. Fazilat HDarab, Journal of Biomechanics, vol. 35, 2002, pp. 1155-1161.

- [14] «FEA Academy,» 2020. [En línea]. Available: <https://www.fea-academy.com/index.php/component/content/article/27-blog/fea-generalities/62-how-does-finite-element-analysis-work?Itemid=101>.
- [15] P. W. M. Anderson, Feeding mechanics and bite force modelling of the skull of *Dunkleosteus terrelli*, an ancient apex predator, 2007, pp. 77-80.
- [16] D. Roylance, «Resources saylor,» 28 Febrero 2001. [En línea]. Available: <https://resources.saylor.org/wwwresources/archived/site/wpcontent/uploads/2012/09/ME1023.2.3.pdf>.
- [17] Y. N. S. Y. Tadeusz Stolarski, Engineering Analysis with ANSYS Software, vol. 2, Butterworth-Heinemann, 2018.
- [18] J. J. G. L. & S. Marcé-Nogué, «Improving mesh generation in finite element analysis for functional morphology approaches,» *Spanish Journal of Palaeontology*, 2015.
- [19] A. C. Eringen, Mechanics of Continua, vol. 2, Krieger Pub Co, 1980.
- [20] M. G. J. M. & G. M. J. Doblaré, Modelling bone tissue fracture and healing: a review. *Engineering Fracture Mechanics*, 2004, pp. 71(13–14), 1809–1840.
- [21] J. L. G. y. A. G. J. Marcé-Nogué, «Using Reverse Engineering to Reconstruct Tetrapod Skulls,» vol. Paper 237.
- [22] J. M. Nogué, Metodologia a seguir per la reconstrucció d'imatges mèdiques i la seva transformació en geometries matllades per a l'ús computacional..
- [23] «AutoDesk,» 4 abril 2019. [En línea]. Available: <https://knowledge.autodesk.com/es/support/autocad/learnexplore/caas/CloudHelp/cloudhelp/2019/ESP/AutoCAD-Core/files/GUID-0ECCAE5E-8807-4F38-BDC7-627804012FDE-htm.html>.
- [24] «3D Systems,» [En línea]. Available: <https://www.3dsystems.com/software/geomagic-wrap>.
- [25] «Exact Metrology,» [En línea]. Available: <https://www.exactmetrology.com/3d-scanner-software/geomagic/wrap>.
- [26] «Ansys,» [En línea]. Available: <https://www.ansys.com/>.

- [27] «3DCadPortal,»[Enlínea].Available:<https://www.3dcadportal.com/ansys.html#:~:text=Ansys%20Mechanical%20Es%20una%20herramienta,asignar%20materiales%20y%20resolver%20ecuaciones..>
- [28] N. Mielke, «Bone microstructure in finite element modeling the functional role of trabecular in the femoral head of a Squirrel,» 2019.
- [29] A. H. B. Donald T. Reilly, «The elastic and ultimate properties of compact bone tissue,» Journal of Biomechanics, 1975.
- [30] M. P.-C. S. C. Ashley Imgrund-Flora, «Miles4Hips,» WordPress, [En línea]. Available: <https://miles4hips.com/hip-dysplasia-whats-with-all-the-angles>.