

**Lukasz Jerzy Priachin**

**Análisis del comportamiento mecánico de los huesos  
carpianos de la muñeca de un humano y un chimpancé  
durante la locomoción sobre los nudillos**

**Treball Fi de Màster  
dirigit pel Dr. Jordi Marcé Nogué**

**Màster en Enginyeria Industrial**



UNIVERSITAT ROVIRA I VIRGILI

**Tarragona**

**2022**





## **Agradecimientos**

Primeramente, quería agradecerle al Dr. Jordi Marcé Nogué su ayuda a lo largo del proyecto, y sobre todo su paciencia y comprensión.

Al Dr. Thomas A. Püschel le quería agradecer el haberme facilitado acceso a las tomografías de las muñecas, que han sido fundamentales para este proyecto.

Quería también darle gracias a Laia Pascual Ávila, por ser un referente de la ética de trabajo que algún día deseo alcanzar y por darme apoyo cuando más lo necesitaba.

# Índex

1	Resumen.....	1
2	Introducción.....	1
	2.1 Objetivo .....	1
	2.2 Alcance del proyecto.....	1
3	Anatomía de la muñeca .....	2
4	Mecanismo de la locomoción sobre los nudillos.....	7
5	Método de elementos finitos .....	11
6	Procedimientos .....	14
	6.1 Diseño de la geometría .....	14
	6.1.1 Adaptación de la geometría inicial .....	14
	6.1.2 Diseño de las zonas de contacto .....	16
	6.2 Definición de los materiales.....	18
	6.3 Diseño modelo FEM.....	20
7	Resultados .....	25
8	Conclusiones .....	37
9	Referencias .....	43

## 1 Resumen

En este proyecto se analizan las diferencias entre los huesos carpianos de la muñeca de un humano y un chimpancé y cómo afectan a la locomoción sobre los nudillos, utilizando el método de análisis de elementos finitos. Para conseguir este objetivo, se utiliza la geometría de los huesos carpianos de ambas especies obtenidas a través de tomografía. Después de adaptar la geometría, se utiliza el software de ANSYS para llevar a cabo el análisis, y obtener la información sobre la tensión y la deformación en los huesos y los ligamentos durante varias etapas del movimiento.

## 2 Introducción

### 2.1 Objetivo

Crear un modelo computacional de los huesos carpianos incluyendo contactos, cartílagos y ligamentos. Comparar los resultados obtenidos en un modelo de elementos finitos de los huesos carpianos de la mano humana (*Homo sapiens*) con los de un chimpancé (*Pan troglodytes*) que camine apoyando a los nudillos.

Para realizar este TFM habrá que tratar geometrías provenientes de CT-scan y realizar simulaciones utilizando el software ANSYS.

### 2.2 Alcance del proyecto

El alcance del proyecto es tratar los archivos obtenidos por la tomografía axial computarizada, utilizando *Geomagic Wrap*, de tal forma para que se puedan utilizar en el paquete de programas ANSYS (específicamente, *Workbench*, *DesignModeler* y *Mechanical*) y llevar a cabo un análisis de elementos finitos de los modelos basados tanto en la anatomía humana como en la de un chimpancé. El modelo debe reflejar la geometría de los huesos, las características de los materiales que los compone, el tejido conjuntivo presente y las fuerzas presentes durante la locomoción sobre los nudillos.

Se harán varias simulaciones, reflejando distintas fases del movimiento. Se analizarán los esfuerzos presentes en los huesos, para comprobar si las adaptaciones que tienen los chimpancés facilitan este tipo de movimiento, reduciendo el estrés del tejido que compone sus muñecas.

### 3 Anatomía de la muñeca

La muñeca es la articulación que une el antebrazo y la mano. Está constituida por huesos cárpales, cuyos nombres estarán listados aquí junto con sus abreviaturas:

- Escafoides - S
- Semilunar (lunado) - L
- Piramidal (triquetral) - Tr
- Pisiforme - P
- Trapecio - Tm
- Trapezoide - Td
- Hueso grande (capitado) - C
- Hueso ganchoso (hamatal) - H

Su función principal es permitir el posicionamiento de la mano, así como el uso de músculos extensores y flexores del antebrazo. La movilidad de los huesos carpianos permite aumentar el número de grados de libertad de la muñeca.

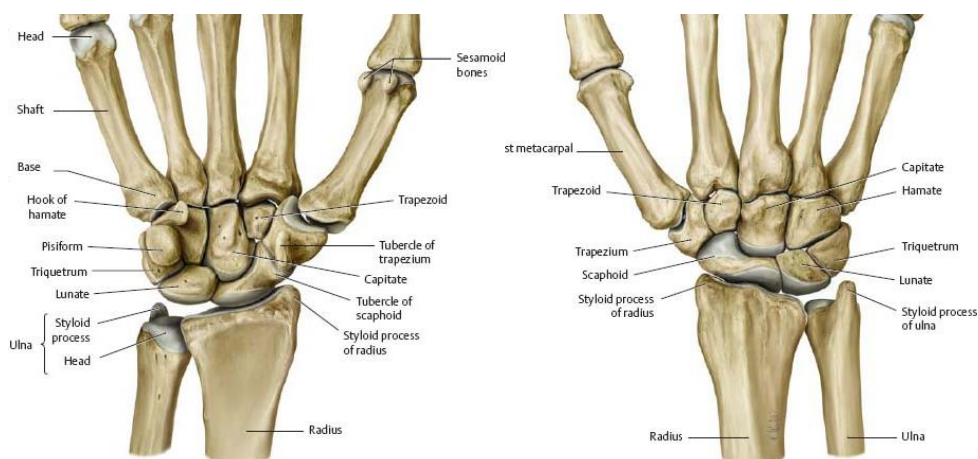


Figura 1: Vistas palmar y dorsal de los huesos de la muñeca.<sup>1</sup>

Los ocho huesos carpianos se pueden ver como dos filas transversales o tres columnas longitudinales. En caso de verlos como filas transversales, cada fila forma un arco convexo en la fila más cercana al antebrazo y cóncavo en la cercana a los huesos metacarpales. En el lado palmar, los huesos están cóncavos y forman el túnel carpiano, que está cubierto por el retináculo flexor<sup>2</sup>. La fila cercana al antebrazo (que comprende el escafoides, el semilunar, el piramidal y el pisiforme) esta articulada con el hueso radial. Dentro de la fila proximal, cada hueso del carpo tiene una ligera movilidad independiente. Por ejemplo, el escafoides contribuye a la estabilidad mediocarpiana al articularse distalmente con el trapecio y el

<sup>1</sup> Gilroy, Anne; MacPherson, Brian. (2008). *Atlas of Anatomy*. (3a. ed.) Thieme.

<sup>2</sup> Platzer, Werner. (2004). *Color Atlas of Human Anatomy, Vol. 1: Locomotor System*. (5ta ed.). Thieme.

trapezoide. Por otro lado, la fila distal es más rígida ya que su arco transversal se mueve con los metacarpianos.

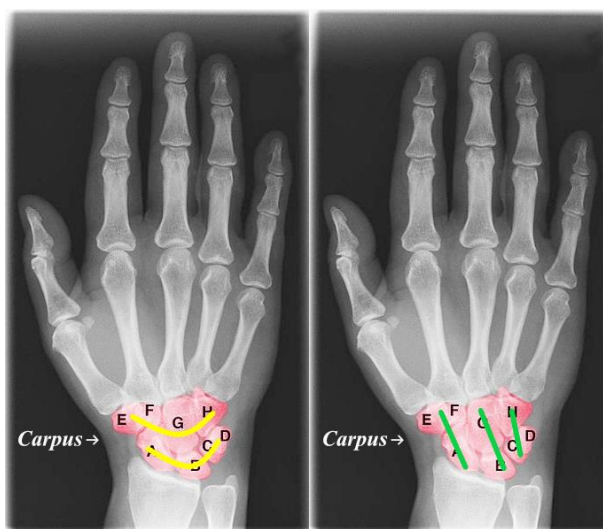


Figura 2: Radiografía de la mano humana, con división de los huesos carpianos en filas transversales (izquierda) o columnas longitudinales (derecha).

El hueso no es uniformemente sólido, sino que consta de una matriz y minerales unidos que están intrincadamente entrelazados y están siendo constantemente reformados por un grupo de células óseas especializadas. Su composición y diseño únicos permiten que los huesos sean relativamente duros y fuertes, sin dejar de ser ligeros. Se pueden dividir en dos capas distintas: hueso cortical y hueso trabecular.

El hueso cortical es la capa exterior dura del hueso y que es mucho más densa que el hueso trabecular. Esta capa le da al hueso su apariencia lisa, blanca y sólida y representa el 80% de la masa ósea total de un esqueleto humano adulto<sup>3</sup>. Facilita las funciones principales de los huesos: sostener todo el cuerpo, proteger los órganos, proporcionar palancas para el movimiento y almacenar y liberar elementos químicos, principalmente calcio. Consiste en múltiples columnas microscópicas, llamadas osteonas.

El hueso trabecular, también llamado esponjoso, es el tejido interno del hueso esquelético y es una red celular porosa. El hueso esponjoso tiene una mayor relación superficie-volumen que el hueso cortical y es menos denso. Esto lo hace más débil y flexible. La mayor superficie también lo hace adecuado para actividades metabólicas como el intercambio de iones de calcio. El hueso esponjoso se encuentra normalmente en los extremos de los huesos largos, cerca de las articulaciones y en el interior de las vértebras. El hueso esponjoso es muy vascularizado y, a menudo, contiene médula ósea roja donde se produce la hematopoyesis, la producción de células sanguíneas. El hueso trabecular representa el 20% restante de la masa ósea total, pero tiene casi diez veces el área superficial del hueso compacto.

Otro tejido presente en los huesos de la muñeca es el cartílago. Es un tipo de tejido conectivo elástico y suave. Cubre y protege los extremos de los huesos en las articulaciones como el cartílago articular y es un componente estructural en muchas partes del cuerpo. No es tan duro ni rígido como el hueso, pero es mucho más rígido y mucho menos flexible que el

<sup>3</sup> "Structure of Bone". CK12-Foundation. Recuperado el 2 de julio de 2022 desde [www.flexbooks.ck12.org](http://www.flexbooks.ck12.org).

músculo. La matriz del cartílago se compone de glicosaminoglicanos, proteoglicanos, fibras de colágeno y elastina.

Los huesos están unidos entre si con tejido conjuntivo llamado ligamento. Ese tejido es denso y sólido y se caracteriza por su resistencia y elasticidad. Los ligamentos del carpo se dividen en dos grandes grupos: intrínsecos y extrínsecos. Los ligamentos de la muñeca reciben su nombre por los huesos de los que se originan y en los que se insertan. Biomecánicamente, los ligamentos intrínsecos son capaces de una mayor elongación antes de que ocurra una deformación permanente, mientras que los ligamentos extrínsecos son más rígidos.

Los ligamentos intrínsecos de la muñeca están situados entre los huesos de la muñeca. Estos ligamentos se pueden dividir en dos categorías principales: interóseos, localizados entre los huesos; y capsular intrínseco, que se une a los huesos del carpo. Los ligamentos interóseos cercanos al brazo son el ligamento escafolunar y el ligamento lunopiramidal y los ligamentos interóseos distales son los ligamentos trapezotrapezoidal, trapezocapitado y capitohamato. Los ligamentos palmares que conectan las filas proximal y distal del carpo incluyen los ligamentos escafortrapezotrapezoidal, escafocapitado y triquetrocapitado.

En las siguientes tres figuras, obtenidas de *Plastic Surgery, Vol. 6: Hand and Upper Limb*, se pueden ver listados la localización de todos los ligamentos presentes en la muñeca:

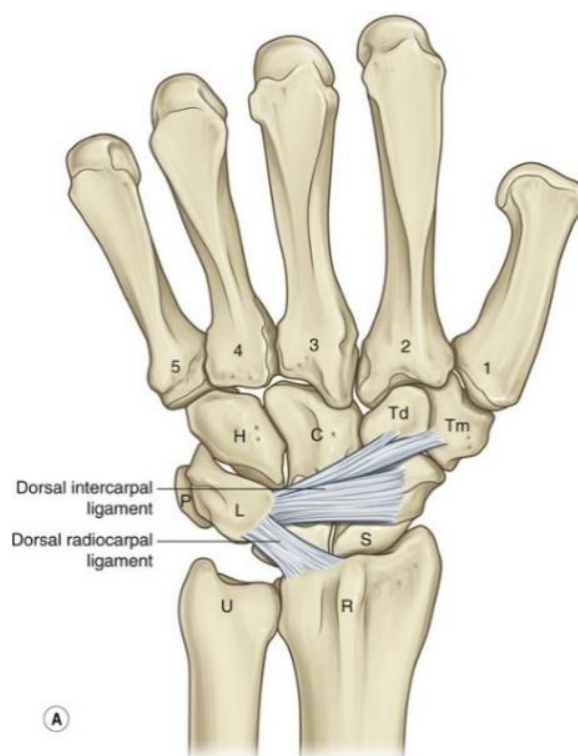


Figura 3: Ligamentos dorsales extrínsecos de la muñeca.<sup>4</sup>

<sup>4</sup> Neligan, P; Chang, J. *Plastic Surgery, Vol. 6: Hand and Upper Limb*. (2017). (4ta. ed.). Elsevier.

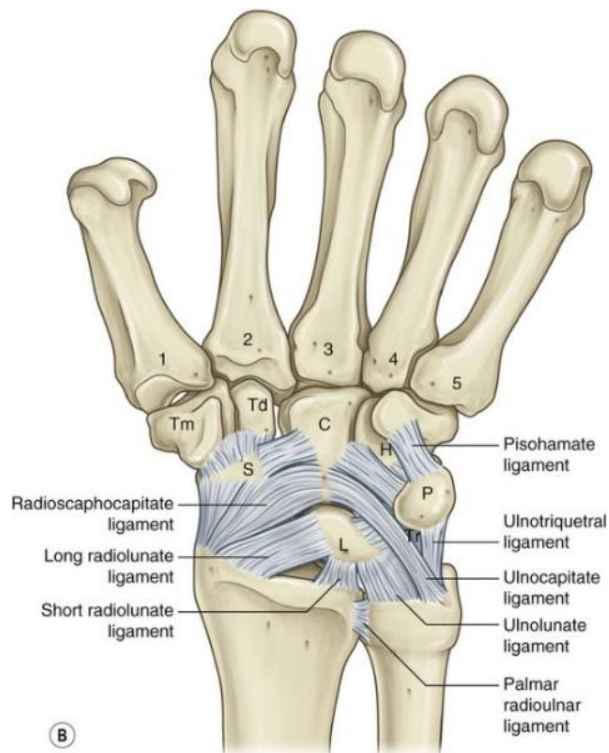


Figura 4: Ligamentos palmares de la muñeca extrínsecos.

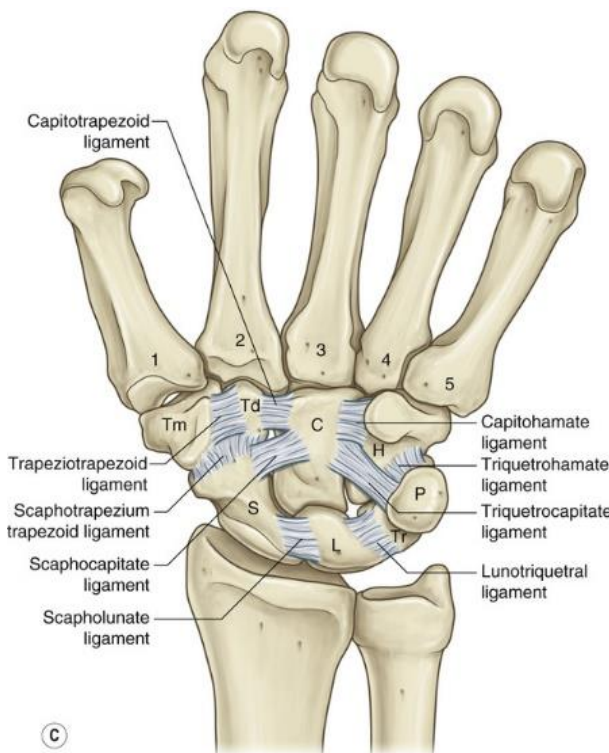


Figura 5: Ligamentos intrínsecos de la muñeca.

La anatomía de la muñeca del *Pan troglodytes* es fundamentalmente similar. Está compuesta por los mismos huesos, aunque con modificaciones al venir de una rama evolutiva distinta que ha adaptado sus extremidades a caminar sobre los nudillos y colgar de los árboles.

De la misma forma que el *Homo sapiens*, sus huesos están formados por dos tipos distintos del tejido, el cortical y el trabecular, los cuales están protegidos con el cartílago y mantienen su estabilidad gracias a varias capas de ligamentos, similares en la forma y funcionamiento a los humanos.

Esa especie del simio es notable por la movilidad limitada en la extensión de la muñeca, que se interpreta como adaptación a caminar con los nudillos para proporcionar una columna de soporte de peso estable entre la mano y el brazo<sup>5</sup>. El estudio de la geometría los huesos de su muñeca y como asisten en reparto de las tensiones será el objetivo principal de este estudio.



Figura 6: Comparación de los huesos de la mano del *Pan troglodytes* (izquierda) y del *Homo sapiens* (derecha).

---

<sup>5</sup> Richmond, Brian; Roach, Neil; Ostrofsky, Kelly (2016). Evolution of the Early Hominin Hand. Din Louise Barrett (ed.), *The Evolution of the Primate Hand* (pp.515-543). Springer.

## 4 Mecanismo de la locomoción sobre los nudillos

La locomoción sobre los nudillos es una forma de caminar sobre las cuatro patas en la que las extremidades anteriores mantienen los dedos en una postura parcialmente flexionada que permite que el peso del cuerpo presione hacia abajo en el suelo a través de la cara dorsal de los nudillos. Los gorilas y los chimpancés utilizan este sistema de locomoción en contraste con los humanos.



Figura 7: *Pan troglodytes* caminando sobre los nudillos.

Durante este tipo de locomoción la muñeca se bloquea en una posición estable durante la fase de soporte, a través de las articulaciones interfalángicas flexionadas y articulaciones metacarpofalángicas extendidas. Eso resulta en que la palma se coloca perpendicularmente al suelo y en línea con el antebrazo. La muñeca y el codo se extienden durante la fase en que la mano deja de mantener el peso.

Existen diferencias entre caminar con los nudillos en chimpancés y gorilas; los chimpancés jóvenes caminan menos con los nudillos que los gorilas jóvenes. Otra diferencia es que los huesos de la mano de los gorilas carecen de características clave que limitan la extensión de la muñeca durante la marcha con los nudillos en los chimpancés. Se ha interpretado que las características de las crestas y concavidades de los huesos grande y ganchoso mejoran la estabilidad de la carga de peso. Estos se encuentran en todos los chimpancés, pero solo en dos de cada cinco gorilas. También son menos prominentes cuando se encuentran en los gorilas. Sin embargo, se encuentran en primates que no caminan con los nudillos.

La mayoría de la información sobre la biomecánica de ese tipo de locomoción se ha extraído del artículo *The biomechanics of knuckle-walking: 3-D kinematics of the chimpanzee and macaque wrist, hand and fingers*<sup>6</sup>, aunque fue necesario aplicar ciertas simplificaciones. El estudio cinemático demuestra que el movimiento efectuado por los simios durante este tipo de locomoción es a la vez complejo y variable entre individuos y circunstancias.

---

<sup>6</sup> Thompson, N. (2020). The biomechanics of knuckle-walking: 3-D kinematics of the chimpanzee and macaque wrist, hand and fingers. *Journal Of Experimental Biology*, 223(14). doi: 10.1242/jeb.224360

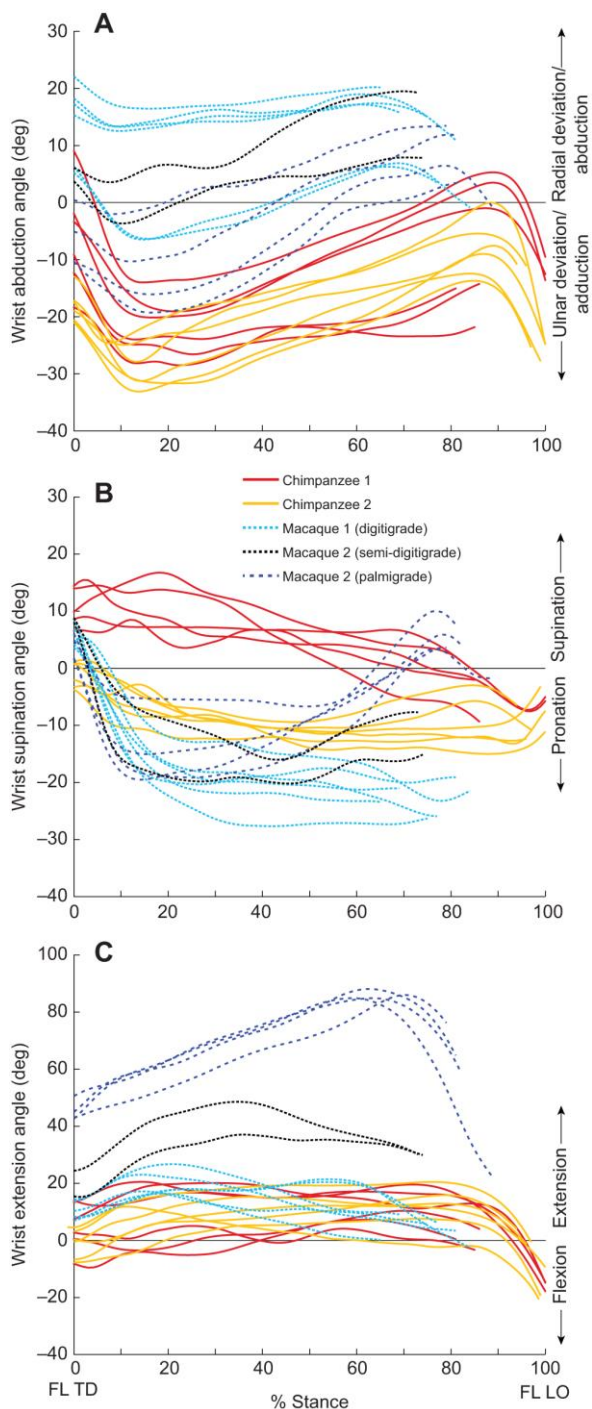


Figura 8: Cinemática tridimensional de la muñeca. Se muestran datos para (A) desviación/abducción radial (+) y desviación/aducción cubital (-), (B) supinación (+) y pronación (-), y (C) extensión (+) y flexión (-) sobre 0–100% de la fase de postura. Los pasos de los nudillos de los chimpancés son líneas continuas de color rojo y naranja; FL TD - toma de contacto con la extremidad anterior; FL LO - despegue de la extremidad anterior. Figura obtenida de *The biomechanics of knuckle-walking: 3-D kinematics of the chimpanzee and macaque wrist, hand and fingers*<sup>6</sup>.

Después de familiarizarse con el análisis del movimiento, se ha decidido reducirlo a extensión y flexión de la muñeca de +30° y – 30°.

Para poder estudiar las diferencias en la forma de los huesos cárpales entre los humanos y los chimpancés y los resultantes cambios en la distribución de las tensiones, se han diseñado tres simulaciones por cada modelo de muñeca. Cada simulación representa una de las fases del movimiento:

La primera representa la fase inicial, donde las falanges inician el contacto con el suelo y los huesos cárpales están situados a  $30^\circ$  respecto al eje central del hueso radial y por lo tanto al vector principal del esfuerzo, con la cara dorsal apuntando hacia al suelo.

La segunda representa la segunda fase, donde los huesos cárpales están alineados con el vector principal de la fuerza, paralelamente al eje del hueso radial.

La tercera es la última fase del movimiento, donde las falanges están a punto de despegar del suelo y los huesos cárpales están situados a  $30^\circ$  respecto el vector de fuerza, con la cara palmar apuntando hacia al suelo.

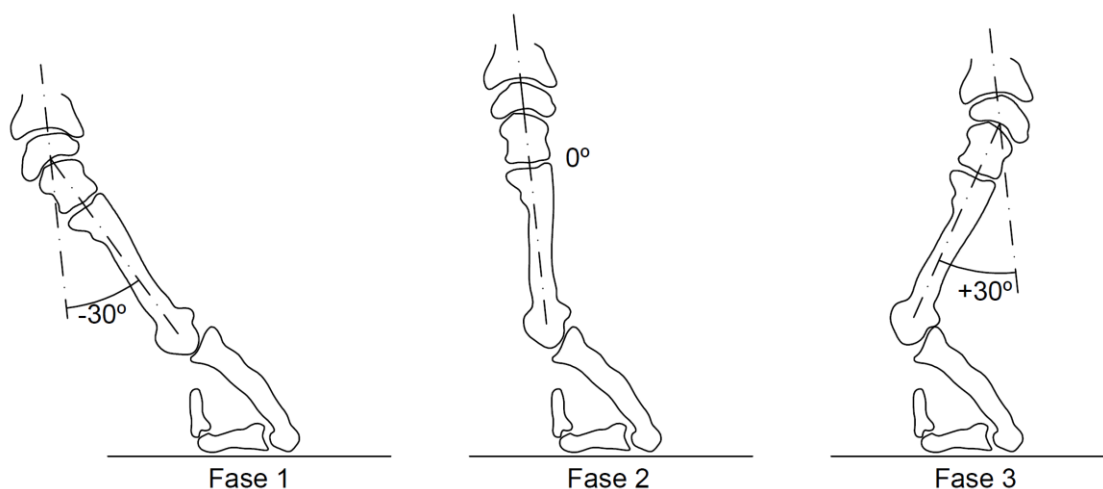


Figura 9: Las tres fases del movimiento.

En las siguientes imágenes se representan los sistemas planteados para analizar las tres fases del movimiento utilizando un diagrama de sólido libre, incluyendo la fuerza aplicada y las condiciones del contorno.

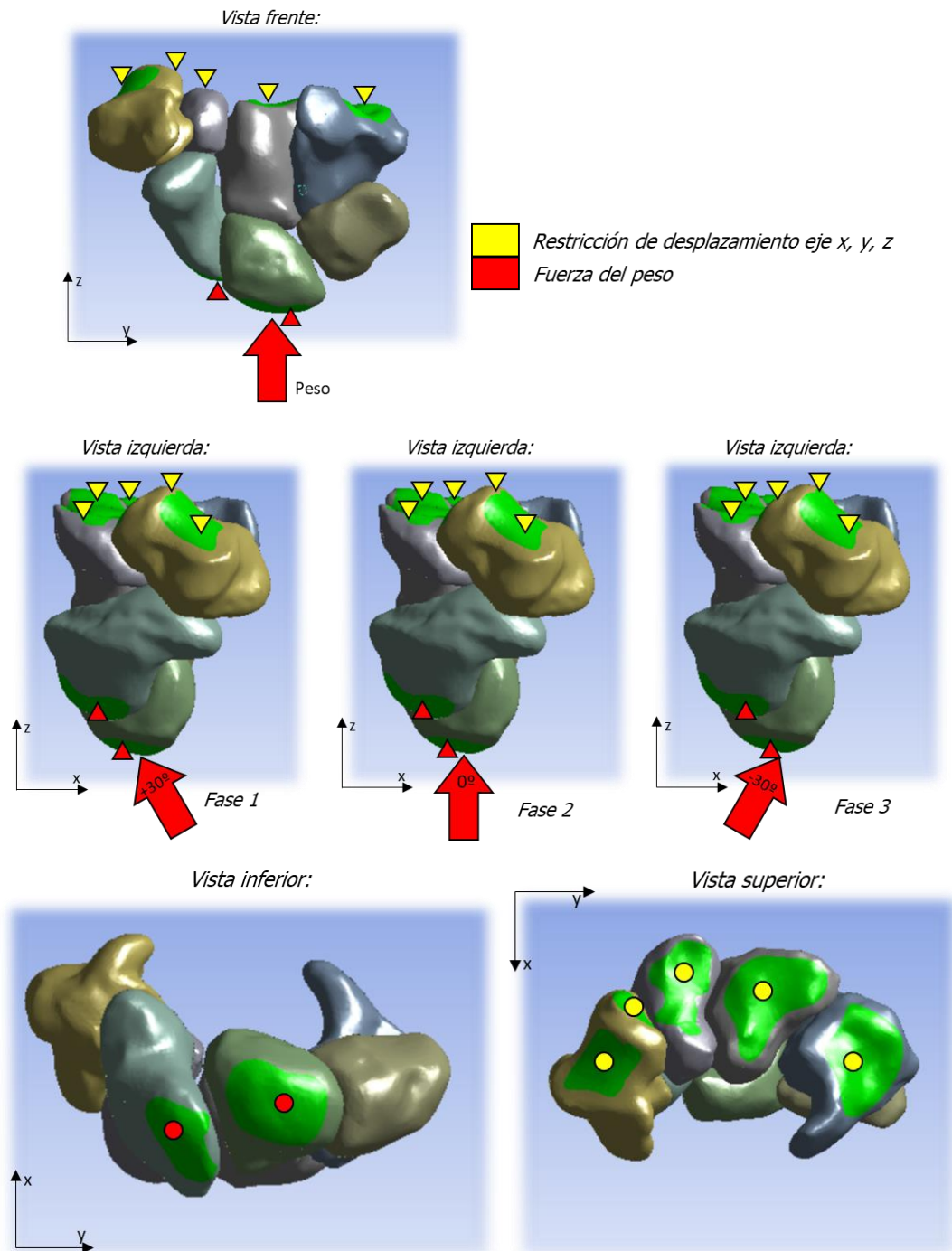


Figura 10: Diagramas de sólido libre de las tres fases del movimiento.

## 5 Método de elementos finitos

El Análisis de Elementos Finitos (FEM) es un método numérico que utiliza la potencia computacional para calcular soluciones aproximadas a problemas de mecánica estructural. Es ampliamente utilizado en todas las principales industrias de ingeniería ya que se puede utilizar para analizar una amplia gama de problemas, incluido el análisis estático, dinámico, de pandeo, modal, e incluso flujo de fluidos, transferencia de calor y problemas electromagnéticos. En el caso de este proyecto, su aplicación principal será el análisis de tensiones estáticas.

El proceso de aplicación de este método se puede dividir en tres etapas <sup>7</sup>:

- Pre-procesamiento: Se define la geometría, se genera la malla y las condiciones de contorno, por último, se asignan propiedades a los materiales.
- Procesamiento: Se aplica el FEM, se generan las ecuaciones e incógnitas para para que las resuelva el algoritmo, se obtiene la solución.
- Post-procesamiento: De la solución se generan representaciones graficas para su análisis visual.

La ventaja de este método es que permite hacer ese tipo análisis sobre los cuerpos con geometrías complejas, dividiendo las piezas grandes en elementos pequeños unidos entre si con los nodos (malla), en un proceso llamado discretización. Este proceso es útil, ya que el requisito de equilibrio ahora solo debe satisfacerse en un número finito de elementos discretos, en lugar de hacerlo continuamente en todo el cuerpo.

Para problemas en las análisis de tensiones la variable fundamental que queremos calcular es el desplazamiento en cada nodo. Si sabemos cómo se desplaza un cuerpo y cuándo se aplican cargas, podremos calcular fácilmente salidas secundarias como tensión y deformación. Para cada elemento podemos definir un vector  $\{u\}$  que contiene todos los posibles desplazamientos de los nodos del elemento, incluidas las rotaciones. Por ejemplo, si estamos analizando un caso bidimensional con elementos de viga, cada nodo puede trasladarse a lo largo de los ejes X e Y y puede rotar alrededor del eje Z, por lo que el vector  $\{u\}$  se verá así:

$$\{u\} = \begin{bmatrix} u_1 \\ v_1 \\ \theta_1 \\ u_2 \\ v_2 \\ \theta_2 \end{bmatrix}$$



Figura 11: Los desplazamientos en una viga 2D.

<sup>7</sup> Marcé-Nogué, J. (2022). One step further in biomechanical models in palaeontology: a nonlinear finite element analysis review. *Peerj*, 10, e13890. doi: 10.7717/peerj.13890

Como se puede ver, cada desplazamiento corresponde a un grado de libertad. Para un elemento representado, tenemos 3 grados de libertad por nodo, que suma 6 grados de libertad. Una ecuación equivalente para una barra en tres dimensiones tendría 6 grados por cada nodo. Un elemento tridimensional en forma de un cubo tendría 24 grados de libertad. Hay varios tipos de elementos que se pueden utilizar, por ejemplo:

- Vigas y armaduras o muelles – se utilizan cuando la geometría original se puede tratar como una línea, dentro de un modelo 2D o 3D. Se diferencian las vigas de armaduras o muelles porque las primeras siguen la teoría de vigas de Timoshenko que permite el cálculo de las cargas y la deflexión de las vigas sujetas a fuerzas externas, como flexión, cortante, tensión y axial, mientras que las otras solo manejan fuerzas de tracción y compresión, por lo que suelen utilizarse como un complemento en un modelo más complejo.

- Lamina y placa – se utilizan para una geometría 3D que se puede definir como una superficie de espesor constante. La diferencia entre lamina y placa es que la lámina desarrolla fuerzas de la membrana al ser expuesta a la flexión, mientras la placa no. En caso de este proyecto, se utilizarán elementos de tipo membrana.

- Plano – elementos que tienen un espesor constante y usan las ecuaciones de elasticidad plana, donde la elasticidad plana se refiere al estudio de soluciones específicas del problema elástico en cuerpos que son superficies con un espesor constante que se encuentran en un plano y las fuerzas que aplicas deben estar en este plano.

- Sólido - se utilizan cuando la geometría es un volumen y el modelo se construye en el espacio 3D.

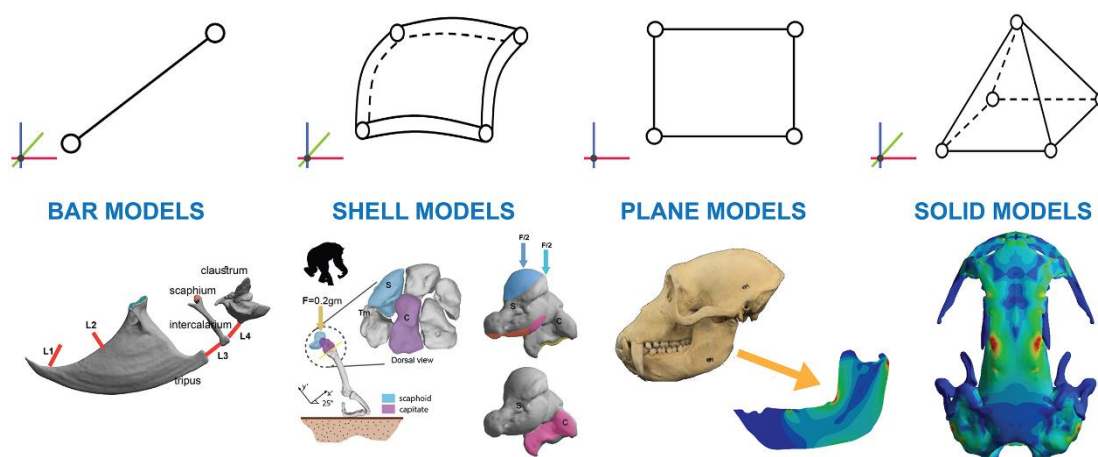


Figura 12: Ejemplos de elementos tipo viga, elementos tipo lamina, elementos tipo plano y elementos finitos sólidos. Figura obtenida de *One step further in biomechanical models in paleontology: a nonlinear finite element analysis review*<sup>7</sup>.

Para calcular el desplazamiento de cada uno de los nodos, se asume que los elementos que forman la malla tienen cierta cantidad de rigidez, que resiste la deformación. Se puede expresar con la siguiente fórmula:

$$\{f\} = [k]\{u\}$$

Donde  $\{f\}$  son las fuerzas en el nodo,  $[k]$  es la matriz de rigidez y  $\{u\}$  es el vector de desplazamiento de los nodos. En el caso de un elemento con 6 grados de libertad, las  $\{f\}$  y  $\{u\}$  serían matrices de 6 filas y 1 columna, y la  $[k]$  una de 6 filas y 6 columnas. Por supuesto,

un sistema real podría tener muchos más grados de libertad y también muchos elementos. Para solucionarlo, todas las matrices de rigidez se combinan en una matriz global de rigidez,  $[K]$ , que igual como la  $[k]$ , es una matriz cuadrada y organiza los valores de las matrices de cada elemento de tal forma para reflejar su interacción al contactar con los nodos, ya que el desplazamiento para un nodo compartido entre dos elementos debe tener el mismo valor.<sup>8</sup>

Una vez se ha ensamblado la matriz de rigidez global, se necesita resolver esta ecuación para obtener los desplazamientos en cada uno de los nodos. Para hacer esto, se definen las cargas externas y las condiciones de contorno. Las condiciones de contorno son desplazamientos conocidos en nodos específicos, generalmente porque los grados de libertad concretos son fijos. Una vez que se han resuelto los desplazamientos nodales, se pueden calcular las deformaciones y luego las tensiones en toda la malla. Una malla típica de elementos finitos podría tener cientos de miles de grados de libertad, lo que sería imposible de resolver a mano, por lo que aplicar el método de elementos finitos a algo más complicado que un modelo muy básico requiere el uso de un software adecuado, en caso de este proyecto, ANSYS.

Se pueden usar varios métodos diferentes para derivar estas matrices de rigidez, y todos se basan fundamentalmente en el concepto del equilibrio. El método directo deriva la matriz de rigidez directamente de las ecuaciones de equilibrio que gobiernan el comportamiento del elemento. Estas ecuaciones gobernantes suelen ser ecuaciones diferenciales. Las ecuaciones diferenciales y las condiciones de contorno asociadas se identifican como la forma "fuerte" del problema de equilibrio. Pero solo es posible resolver la forma fuerte para elementos simples. Para casos más generales podemos usar formas "débiles" que describen las ecuaciones diferenciales de forma integral, en lugar de resolver las ecuaciones diferenciales directamente. Estos dan soluciones aproximadas a las ecuaciones de equilibrio, pero son las más fáciles de resolver.

El primero de los métodos de forma débil se basa en principios variacionales. Uno de esos principios típicamente utilizado para problemas de mecánica estructural es el Principio de Energía Potencial Mínima. Establece que la configuración de desplazamiento que satisface las condiciones de equilibrio es aquella que minimiza la energía potencial total, donde la energía potencial es la suma de la energía de deformación y la energía potencial de las cargas externas. Aplicando una técnica matemática llamada cálculo de variaciones para minimizar la energía potencial total, podemos obtener una solución aproximada a las ecuaciones de equilibrio.

El otro método de forma débil es el método Galerkin de residuos ponderados<sup>9</sup>. En este método, la función que resuelve la ecuación diferencial se aproxima como la suma de varias funciones de prueba supuestas, cada una de las cuales tiene coeficientes desconocidos. Esta solución aproximada se sustituye en la ecuación diferencial y se obtiene una ecuación para el error, llamada residual. Si multiplicamos cada función de prueba por el residual y ponemos a cero la integral de este producto, podemos calcular los coeficientes desconocidos que minimizan el residual. Esto nos da una solución aproximada a la ecuación diferencial. Este es un enfoque de aplicación más amplio que el principio de energía potencial mínima, pero para problemas de análisis de tensión, ambos métodos dan el mismo resultado.

---

<sup>8</sup> Reddy, J. N. (2006). *An Introduction to the Finite Element Method* (3ra ed.). McGraw-Hill.

<sup>9</sup> A. Ern, J.L. Guermond, *Theory and practice of finite elements*, Springer, 2004

## 6 Procedimientos

### 6.1 Diseño de la geometría

El punto de partida para los dos modelos fueron las geometrías obtenidas por las instituciones educativas y científicas externas con la tomografía axial computarizada, que se ha aplicado sobre la muñeca de cada sujeto. Esas imágenes han sido proporcionadas por el doctor Thomas A. Püschel, con la mediación del tutor del proyecto, doctor Jordi Marcé-Nogué.

En el caso del modelo del *Homo sapiens*, la geometría se ha obtenido a partir de un cadáver congelado de un hombre de 60 años, adquirido a través del programa de donación voluntaria de cuerpo humano, utilizando un escáner de tomografía computarizada Discovery HD 750 de 64 cortes (GE Healthcare, Little Chalfont, Reino Unido) con los siguientes ajustes: DFOV (*Display field of view*) de 250 mm, grosor de corte de 0,625 mm, tamaño de los vóxels 0,150 mm<sup>3</sup>, 100 kV, 180 mA. Los archivos se han descargado de la página <https://www.morphosource.org/> (número de identificación de espécimen: 0000S9457).

El modelo del *Pan troglodytes* las superficies fueron virtualmente reconstruidas con Seg3D versión 2.1.5 (CIBC, EE. UU.), a partir de un cadáver congelado de un chimpancé macho de 22 años. El proceso fue llevado por el Instituto de Investigación de Primates, Universidad de Kyoto, con los siguientes ajustes: DFOV de 260 mm, grosor de corte de 0,5 mm, resolución de 0,507 mm por 0,507 mm, con intervalos entre cortes de 0,2 mm (descargado de <http://dmm.ehub.kyoto-u.ac.jp>, numero PRICT 319).

#### 6.1.1 Adaptación de la geometría inicial

A primera vista se ha podido observar que el escaneo del humano es bastante más preciso y los escaneos del chimpancé están constituidos por vóxels grandes que afectan a la geometría de los huesos. En ambos casos, fue necesario procesar los modelos de los huesos utilizando el programa *Geomagic Wrap* para suavizar la superficie, eliminar agujeros y picos y eliminar las estructuras internas de los huesos, con el fin de obtener una superficie regular y simplificada, que se podría tratar utilizando el software de análisis de elementos finitos.

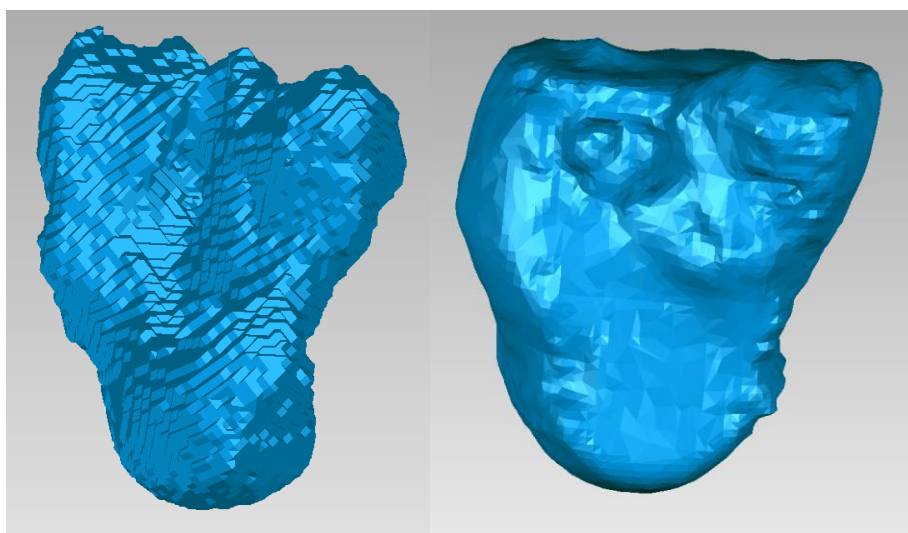


Figura 13: Hueso capitado del *Pan troglodytes* (izquierda) y *Homo sapiens* (derecha) antes de modificar.

Para hacer estas operaciones, es necesario abrir los archivos en los que están guardados los huesos, que por defecto vienen en formato STL, en el programa. Primeramente, es necesario seleccionar toda la superficie visible, invertir la selección y eliminar todo lo seleccionado, que serán todas las partes de la malla presentes bajo la superficie.

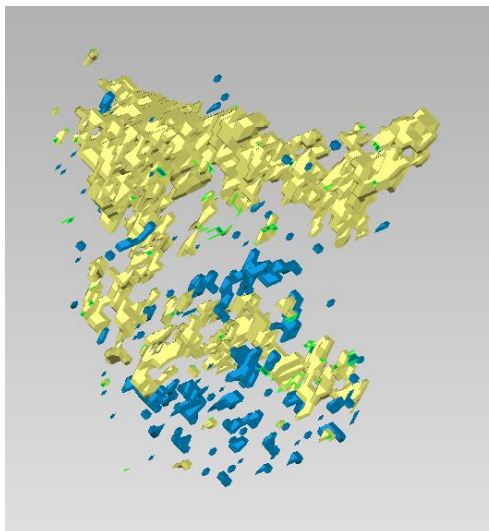


Figura 14: Ejemplo de estructuras bajo la superficie.

Una vez hecho eso, se utilizan las herramientas *Mesh Doctor* y *Fill* para reparar la malla y eliminar los agujeros que han aparecido durante la operación. Una vez se ha hecho eso, se utilizan las herramientas *QuickSmooth* y *Defeature* para darle a la malla una superficie más suave y fácil para convertirla de polígonos a NURBS.

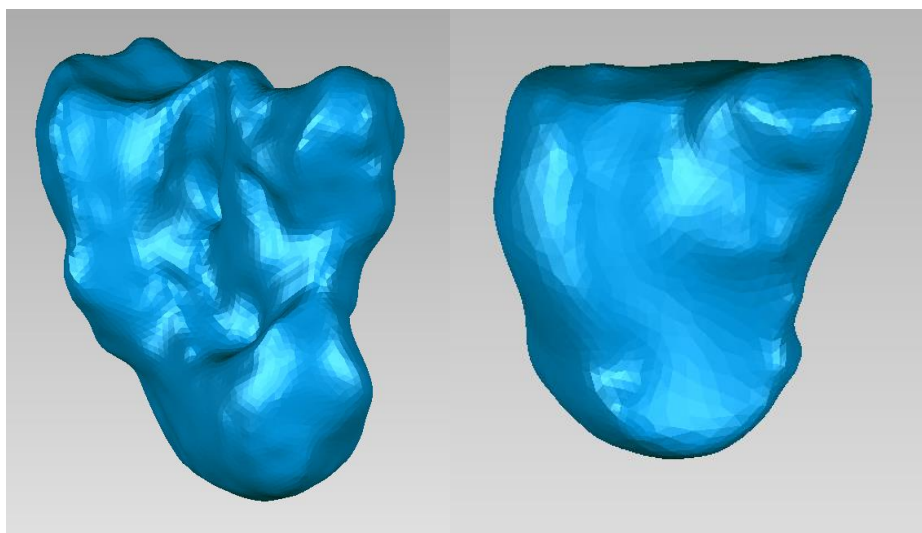


Figura 15: Hueso capitado del *Pan troglodytes* (izquierda) y *Homo sapiens* (derecha) después de suavizar la superficie.

Teniendo la malla suavizada, se pueden aplicar las herramientas *Extract Surfacing* y *Fit Surfaces*. Esas operaciones convertirán la superficie en NURBS, o B-splines racionales no uniformes. La superficie en este formato, en vez de estar definida por polígonos, lo están por

curvas de Bézier. Toda la superficie será dividida en unos parches, cuyo número se puede controlar con la operación *Fit Surfaces*. Se decide que, teniendo en cuenta el tamaño de los huesos, se escogerá un valor cercano a 500 parches.

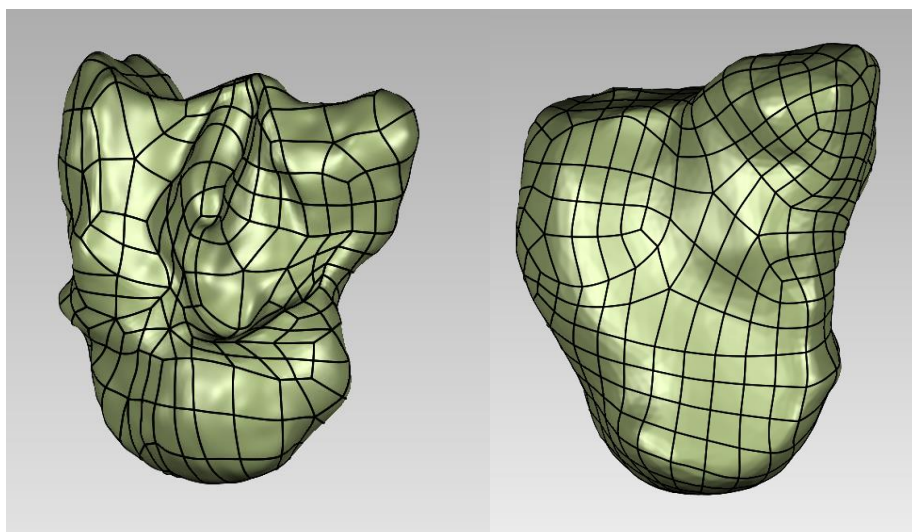


Figura 16: Hueso capitado del *Pan troglodytes* (izquierda) y *Homo sapiens* (derecha), convertido en NURBS.

La geometría resultante se guarda en el formato SAT y se exporta a un nuevo proyecto en ANSYS Workbench.

### 6.1.2 Diseño de las zonas de contacto

En el ANSYS Workbench se crea un nuevo proyecto *Static Structural*. En la pestaña *Geometry* se escoge nueva geometría *DesignModeler*. En la ventana emergente del *DesignModeler* se elige la opción de importar un archivo de geometría externo, con el que se seleccionan todos los archivos SAT que contienen los huesos procesados en *Geomagic Wrap*. Gracias a que todos los archivos comparten el sistema de coordenadas, aparecen en el espacio de trabajo en las mismas posiciones que han tenido durante la tomografía.

El programa reconoce la geometría importada como caras sin espesor, así que hay que utilizar la operación *Surfaces From Faces* para poder dárselo.

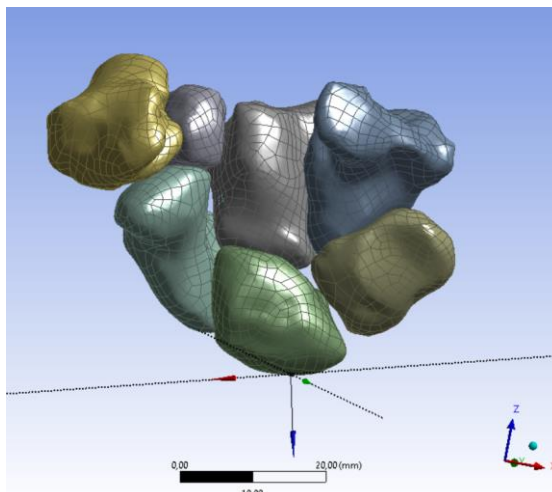


Figura 17: Geometría obtenida en *DesignModeler*.

Teniendo ya la geometría de huesos definida, es necesario seleccionar las zonas donde los tendones unen las superficies. Después de una serie de pruebas se ha determinado que no es necesario reproducir todos los tendones para que el modelo funcione de forma representativa al mundo real - los ligamentos intrínsecos tienen más alta densidad que los extrínsecos. Adicionalmente, ya que el hueso pisiforme no está conectado a los demás huesos con los ligamentos que se acaban modelando, también se suprime, ya que no afecta al sistema.

Finalmente se modelan los siguientes ligamentos:

- Capitulo trapezoidal - TdC
- Trapeciotrapezoidal - TmTd
- Escafotrapezoidal - STd
- Escafotrapeziano - STm
- Escafocapitada - SC
- Escafolunar - SL
- Capitulo hamate - HC
- Triquetrohamate - HTr
- Triquetrocapitate - TrC
- Lunotriquetral - LTr

Las zonas de los huesos donde se marca el contacto deben ser redondeadas, para evitar concentración del esfuerzo en las esquinas. Se marcan las zonas creando un plano que este paralelo a la normal de la superficie donde se quiere crear la zona y se dibuja a mano la forma geométrica del contacto que tiene el ligamento con el hueso. No es el método más preciso para reflejar exactamente el contacto real, pero no se ha encontrado un método mejor. Se han revisado varias fotografías y modelos anatómicos para intentar darle la forma más realista posible.

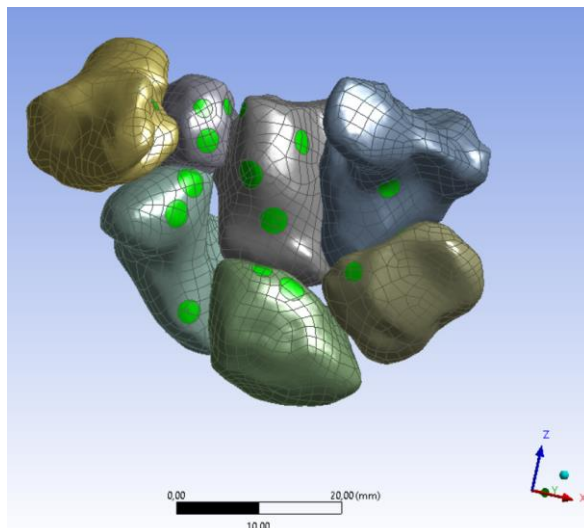


Figura 18: Las zonas de contacto de los ligamentos.

Utilizando el mismo método, se marcan los puntos de contacto de los huesos capitado, ganchoso, trapecio y trapecoide con los metacarpianos y los de escafoides y semilunar donde entran en contacto con radial y cúbito.

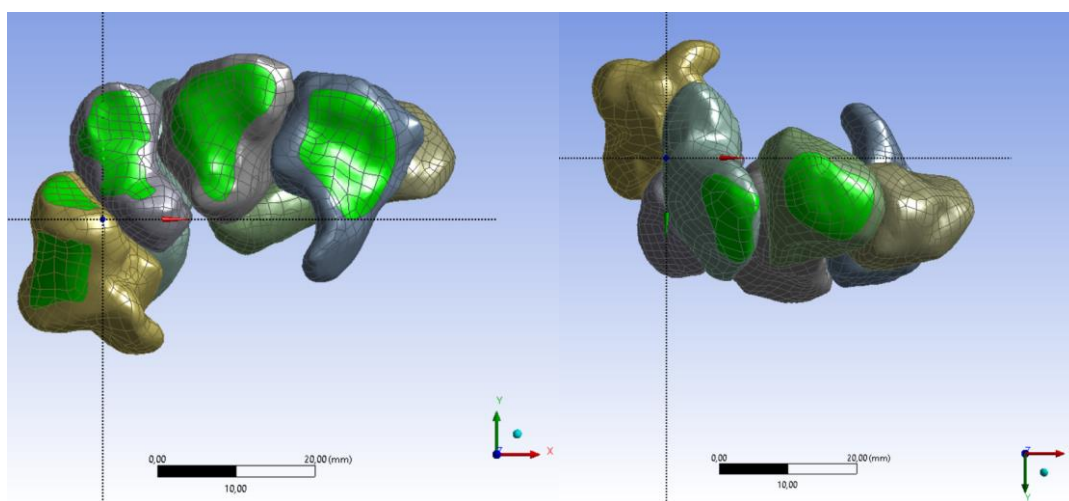


Figura 19: Zonas de contacto con huesos metacarpianos, el hueso radial y cúbito.

## 6.2 Definición de los materiales

En el apartado del *Engineering Data* se definen las propiedades de los materiales que están presentes en el sistema. Se ha decidido que para simplificar el proceso solo se tendrá en cuenta el hueso cortical, ya que el hueso trabecular tiene una importancia mucho menor para un esfuerzo mecánico. El hueso se tratará como una carcasa vacía, constituida por el hueso cortical de 2 mm de grosor.

También se reflejará la presencia del cartílago. En un sistema óseo real, el cartílago está presente solo en la articulación de los huesos, pero para simplificar el diseño del sistema, se ha decidido modelar el cartílago como una capa de 0,5 mm que cubre uniformemente todo el hueso.

Las propiedades físicas de los tejidos se han extraído de varias fuentes documentales y están representadas en la siguiente tabla:

Tabla 1: Propiedades físicas de los materiales.

Nombre	Densidad (kg/m <sup>3</sup> )	Modulo Young (MPa)	Coefficiente de Poisson	Módulo de compresibilidad (MPa)	Módulo de cizalladura (MPa)
Hueso Cortical <sup>10</sup>	2000	14000	0,4	23333	5000
Cartílago <sup>11</sup>	1000	1	0,4	1,667	0,357

Para reflejar las distintas capas en el programa, se ha utilizado la opción *Layered Section* en el ANSYS Workbench. Al utilizar esa función se suprime el grosor del elemento definido anteriormente, y se sustituye por una geometría definida a través de una hoja de cálculo. En esa hoja, se definen la cantidad de las capas, el sentido en el que se va a aplicar el grosor de las capas desde el vector normal de la superficie, el grosor de cada capa y el material que la compone. En todos los huesos, se ha decidido que habrá dos capas, la interior de hueso cortical, y la exterior de cartílago. El grosor del hueso será de 2 mm, y del cartílago de 0,5 mm, sumando 2,5 mm de grosor total, que se va a extender hacia el exterior de la superficie de la geometría.

Se ha decidido modelar los ligamentos como un muelle no lineal. Se ha supuesto que los ligamentos trabajan solo a tensión, pero no a compresión, así que se han diseñado los muelles en el ANSYS *Workbench* de tal forma para que solo hagan el esfuerzo en caso de que haya una elongación positiva.

Los datos sobre las propiedades de los ligamentos se han obtenido del libro "*Material Properties of Ligaments*"<sup>12</sup>, del capítulo 8. Los datos se han calculado en base a pruebas hechas sobre muñecas de cadáveres congelados de donantes entre 40 y 64 años. La curva de tensión-deformación siguiente proviene de una muestra del ligamento escafolunar expuesto a una prueba de deformación secuencial a 100 mm/min.

<sup>10</sup> Morgan, E., Unnikrisnan, G., & Hussein, A. (2018). Bone Mechanical Properties in Healthy and Diseased States. *Annual Review Of Biomedical Engineering*, 20(1), 119-143. doi: 10.1146/annurev-bioeng-062117-121139

<sup>11</sup> KEMPSON, G. (1980). The Mechanical Properties of Articular Cartilage. The Joints And Synovial Fluid, 177-238. doi: 10.1016/b978-0-12-655102-0.50011-4

<sup>12</sup> An, K., Berger, R., & Cooney, W. (1991). Biomechanics of the Wrist Joint (pp. 139-156). New York, NY: Springer New York.

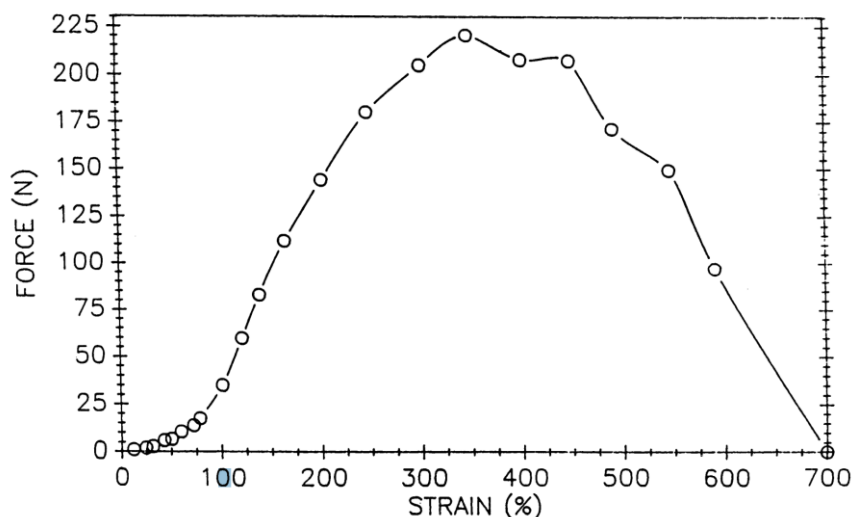


Figura 20: Diagrama de prueba de deformación secuencial del ligamento escafolunar a 100 mm/min. Figura obtenida de *Biomechanics of the Wrist Joint*<sup>12</sup>.

Se ha asumido que todos los ligamentos en el sistema mostrarán el mismo comportamiento, así que finalmente en el ANSYS Mechanical han sido modelados como un muelle con la siguiente curva, que refleja su deformación ante la fuerza y su carácter no lineal. La no linealidad se consigue estableciendo como 0 N la fuerza del muelle a cualquier valor de elongación que sea por debajo del 0 mm. No se modela el comportamiento del muelle por encima de 220 N, ya que durante las pruebas anteriores, con muelles de valores arbitrarios, se ha comprobado que la mayoría de la fuerza pasa a través de los contactos entre los huesos y el esfuerzo de los ligamentos no se acerca a ese valor.

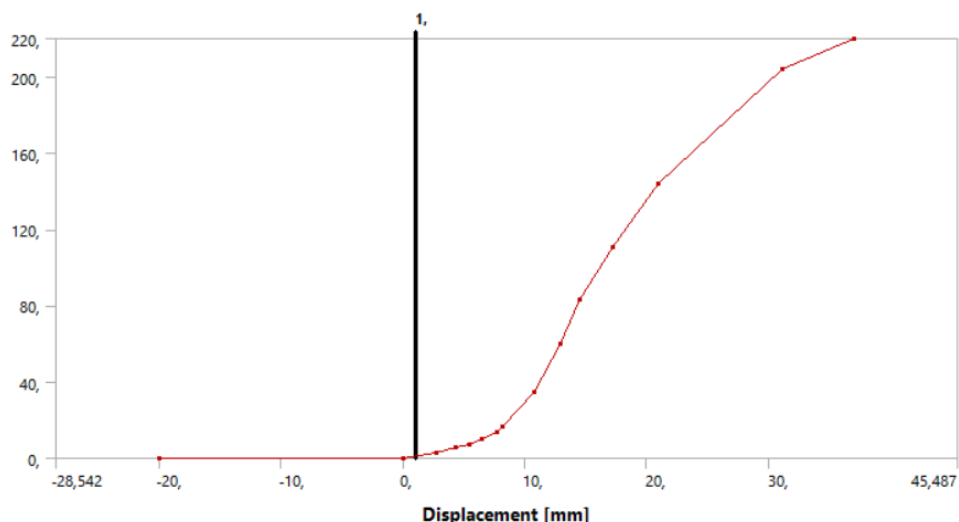


Figura 21: Diagrama de un ligamento en el modelo del *Homo Sapiens* en ANSYS Mechanical.

### 6.3 Diseño modelo FEM

Con la geometría y las propiedades de los materiales definidos, se ha pasado a montar el modelo para poder hacer el análisis de elementos finitos y visualizar los resultados, utilizando el programa ANSYS Mechanical.

El primer paso es definir los contactos que hay entre los huesos – eso tendrá importancia fundamental para el modelo, ya que afectará a la forma en la que las fuerzas pasan a través del sistema. Con la herramienta de contactos proporcionada por el programa se define que uno tiene lugar entre dos cuerpos en las zonas donde están a menos de 2,1 mm de distancia. Eso da lugar a 10 zonas de contacto en cada uno de los dos modelos, que inicialmente se definen como *Bonded* – eso significa que no hay grados de libertad entre las superficies y los huesos y, efectivamente, funcionan como un solo elemento.

Una vez se ha comprobado que el modelo es estable y se puede resolver sin errores, se cambia el tipo de contacto a *No separation* – ese contacto, como indica el nombre, no permite que las superficies se alejen, pero sí que haya deslizamiento entre ellas, reflejando de forma más realista el comportamiento de los huesos.

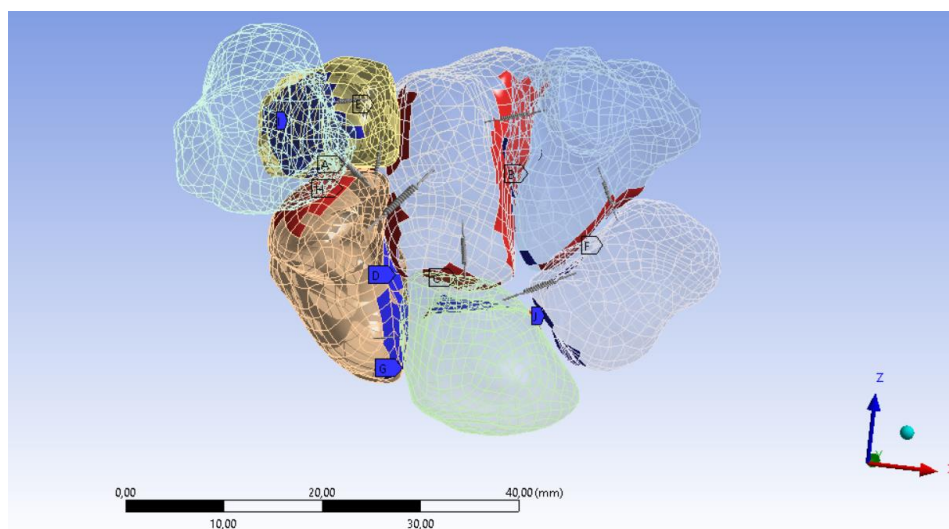


Figura 22: Contactos entre los huesos (modelo *Homo sapiens*).

El siguiente paso importante para el resultado es el dimensionamiento de la malla. El objetivo durante ese proceso es encontrar el punto de balance entre la calidad de resultados, que esta favorecida por una malla constituida por elementos más pequeños y la velocidad de calculación, que aumenta con elementos más grandes.

Para encontrar una malla que cumpla esos requisitos aplicamos la herramienta matemática llamada curva de convergencia. Para formar esa curva, escogemos cuatro puntos arbitrarios en la malla y apuntamos cómo varía el valor de la tensión equivalente de von Mises al variar el tamaño de los elementos que forman la malla.

Al no saber el valor real que debería tener cada elemento, determinaremos que la malla está suficientemente detallada cuando la media de la diferencia entre los resultados sea menor que 0,05 N.

Como podemos ver en los siguientes gráficos, el tamaño máximo del elemento que cumpla el requisito es 0,2 mm, así que las mallas en todos los modelos tendrán asignado este tamaño.

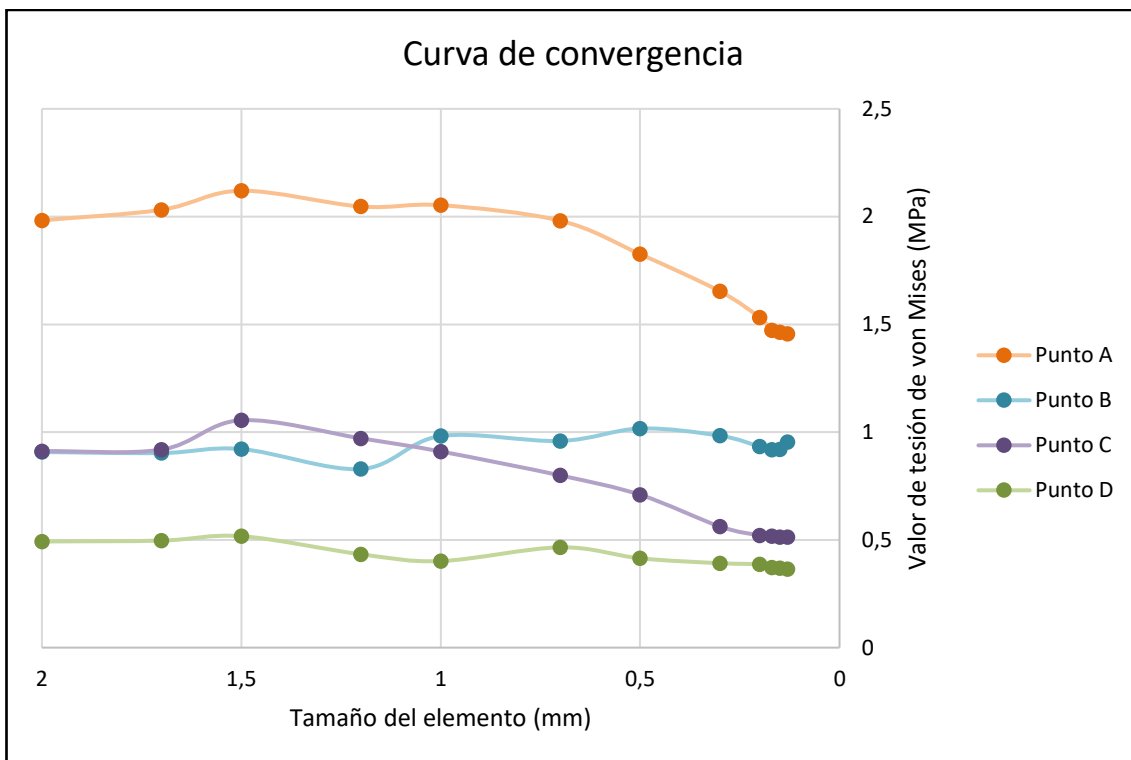


Figura 23: Curva de convergencia de la malla.

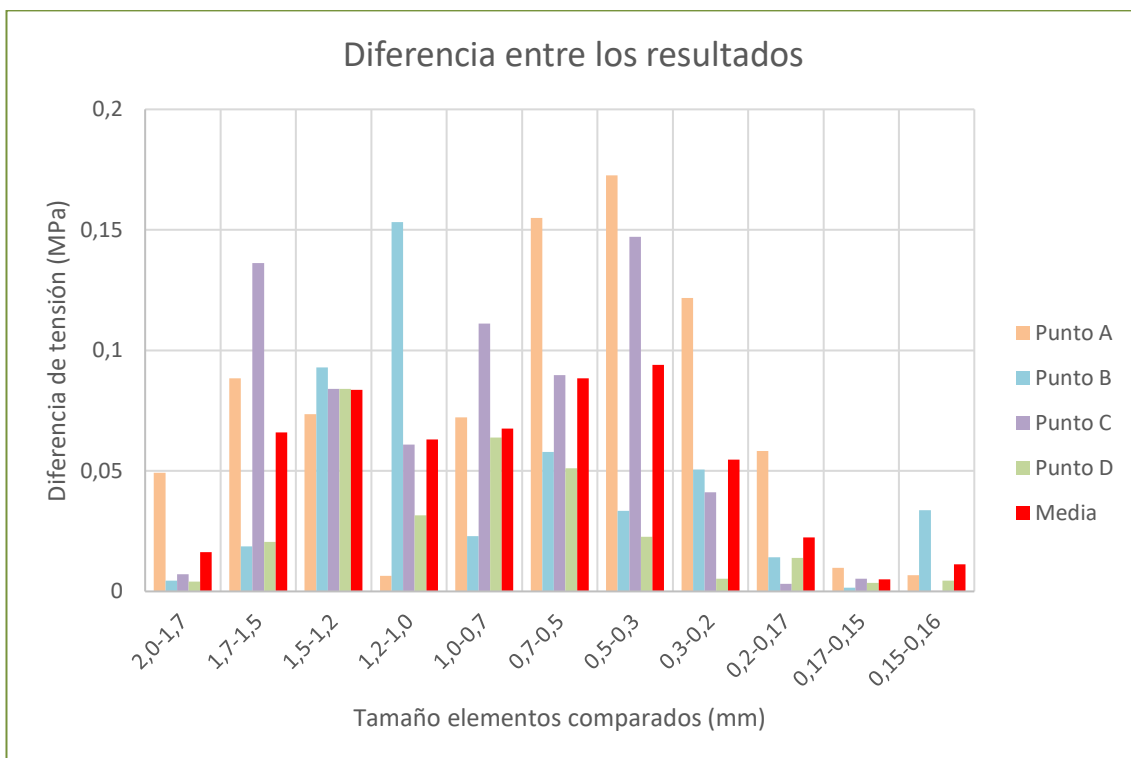


Figura 24: Diferencia entre los resultados al cambiar el tamaño de los elementos.

Para poder ejecutar la simulación, se han tenido que definir las condiciones del contorno. Se ha decidido que se aplicara el esfuerzo ejercido por el cuerpo sobre las zonas marcadas en

los huesos escafoides y semilunar. Utilizando las opciones del programa, se han definido las dos zonas como una sola, que se nombra como "Fuerza". Se le aplica una fuerza en el eje z, en un sistema de coordenadas que se define de tal forma que este eje sea perpendicular al eje de la muñeca y los huesos del brazo cunado estos están extendidos, reflejando la dirección de las fuerzas durante la segunda fase del movimiento al caminar sobre los nudillos. Se asume que en ambos modelos el peso del sujeto es de 60 kg, o 558,6 N, ya que es un peso realista tanto para un ser humano como para un chimpancé<sup>13</sup> y permite la comparación directa entre los huesos de ambas especies. Se decide también que la fuerza debería reflejar todo el peso del sujeto, en vez de dividirlo entre varias extremidades, ya que eso permitirá ver la resistencia de la muñeca en el peor caso y dará resultados más visibles.

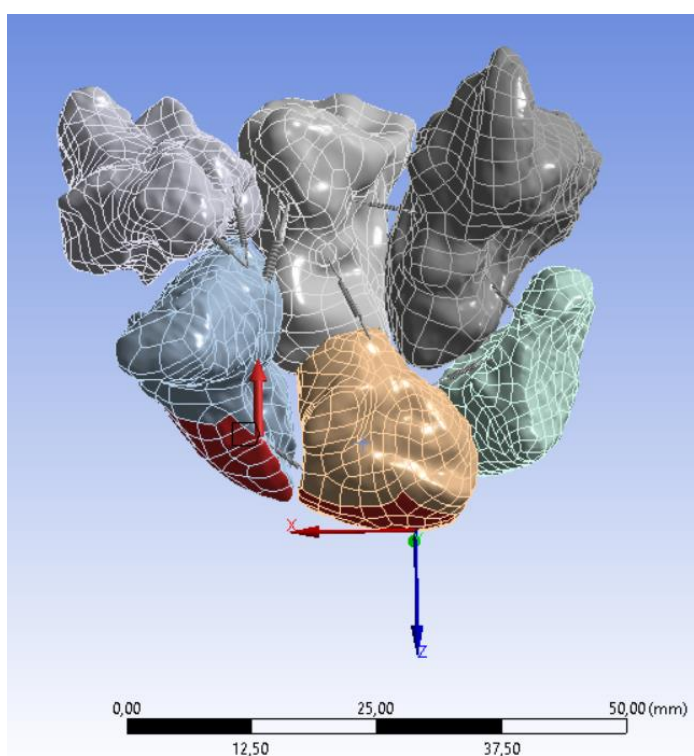


Figura 25: Zonas de aplicación de fuerza.

Para las fases de movimiento 1 y 2, donde la muñeca está girada  $+30^\circ$  y  $-30^\circ$ , se reduce la fuerza en el eje z, multiplicándola por el coseno de 30 grados, resultando en 509,7 N. Se aplica una nueva fuerza en el eje y, que está posicionado de tal forma para simular el giro de la muñeca, de +294,3 N y -294,3 N, que son el seno de  $30^\circ$  de la fuerza inicial.

<sup>13</sup> Net, P., & Resources, P. (2022). Chimpanzee. Recuperado el 1 de septiembre 2022, desde <https://primate.wisc.edu/primate-info-net/pin-factsheets/pin-factsheet-chimpanzee/>

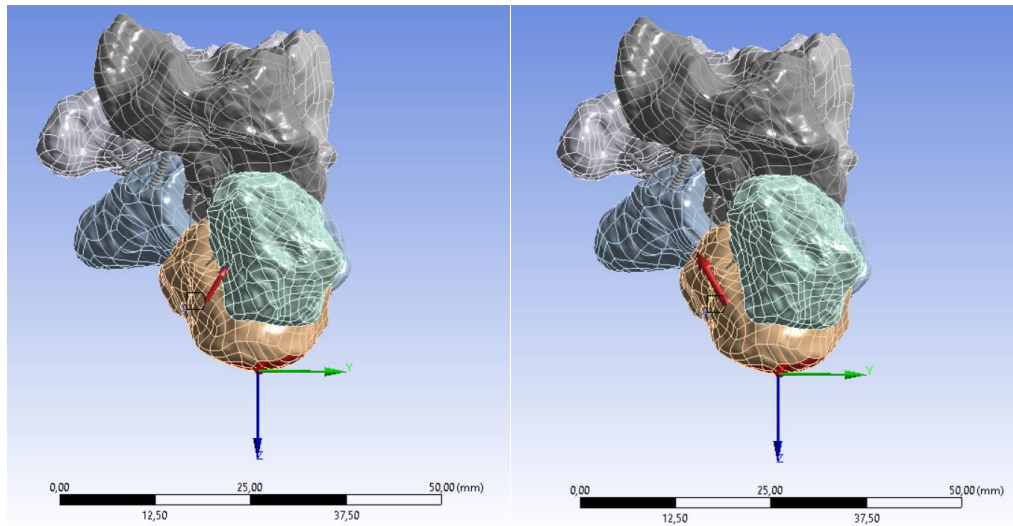


Figura 26: Vector de la fuerza en la fase del movimiento 1 (izquierda) y 3 (derecha).

## 7 Resultados

Al modificar los ajustes del programa para que ANSYS pueda hacer uso de los 6 núcleos de la CPU, se ha podido obtener la solución para cada uno de los 6 sistemas (de *Homo sapiens* y *Pan troglodytes*, en tres fases distintas del movimiento), tardando entre 10 y 20 minutos por sistema.

En cada una de las simulaciones se han listado los siguientes resultados para que el programa los visualice:

- Tensión equivalente del von Mises.
- Deformación total.
- Tensión de todos los ligamentos.

Los resultados de la tensión del von Mises en todos los casos ha mostrado que el valor máximo aparece por la parte interior de la carcasa, así que para poder ver bien la concentración de las tensiones es necesario introducir los planos de sección y cortar los huesos de interés. Aunque el resultado fue útil para identificar el punto y el valor de la tensión máxima, no revelaba demasiada información sobre cómo está distribuida la tensión en el sistema. Eso se debía a la interacción de las capas creadas para simular el hueso cortical y el cartílago. El hueso, como es de esperar, carga mayoría de las tensiones, subiendo mucho el valor medio de la tensión presente en el sistema. Por otro lado, el cartílago cargaba comparativamente poca tensión, especialmente en la mayoría de la superficie que no entraba en contacto con los demás elementos del sistema. Como el programa presentaba la tensión media del elemento, eso resultaba en una superficie a primera vista casi libre tensiones, con puntos de tensión muy intensos en la parte interior.

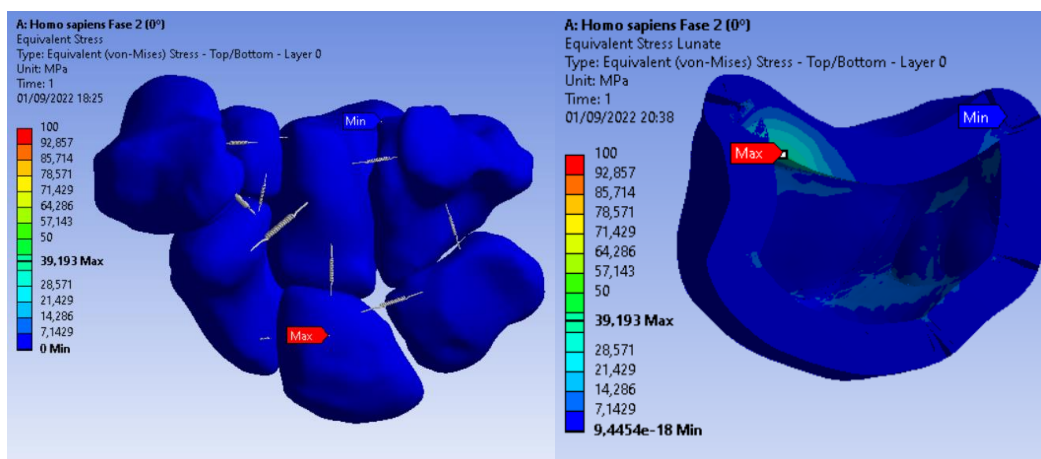


Figura 27: Ejemplo de un resultado de tensión equivalente del von Mises inicial; muñeca del *Homo sapiens* en segunda fase del desplazamiento y sección del hueso con tensión máxima (semilunar).

Se obtuvieron imágenes más representativas de la distribución de las tensiones, modificando las opciones de los análisis que se han hecho, concretamente se ha indicado al programa que muestre el análisis separado para cada capa.

Utilizando este método se ha observado que la capa del hueso cortical con la presencia del cartílago concentra los puntos de tensión máxima en sitios distintos que el sistema completo, pero no se van de mucho. También los valores máximos son ligeramente más altos, aunque no de forma muy significativa, con la excepción de la simulación de la muñeca del *Homo sapiens* estando en la primera fase del movimiento.

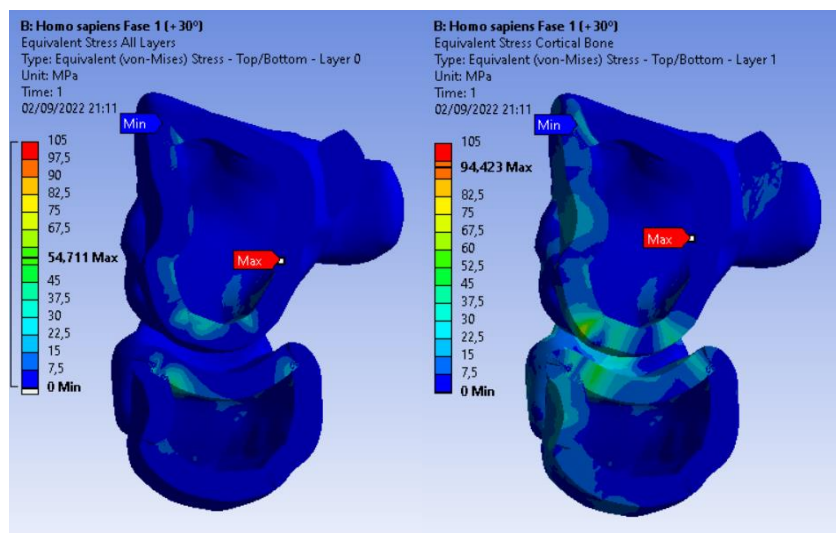


Figura 28: Comparación del valor máximo de tensión del von Mises con todas las capas activas (izquierda) con solo la capa del hueso cortical (derecha).

Otra diferencia notable que se observa en tres sistemas al separar las capas es el cambio de posición del punto de la tensión máxima, que a pesar de no desplazarse mucho, aparece en otro hueso. Este fenómeno tiene lugar en la simulación del chimpancé en la fase 2 y en el humano en la fase 2 y 3. En todos los casos, el punto máximo, al representar todas las capas en el resultado, está localizado en el hueso semilunar, sin embargo, si solo se tiene en cuenta el hueso cortical, está en el capitado.

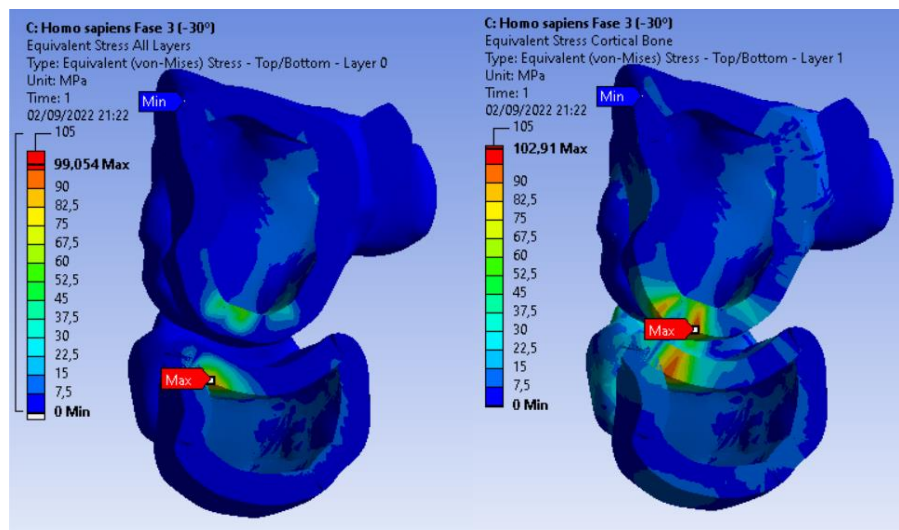


Figura 29: Comparación de la localización del máximo de tensión del von Mises con todas las capas activas (izquierda) con solo la capa del hueso cortical (derecha); *Homo sapiens* en la tercera fase del movimiento.

Lo que queda claro es que en los tres casos la articulación del hueso semilunar y capitado es un punto de tensiones altas.

La siguiente tabla compara todos los valores del interés al variar los ajustes de las capas:

Tabla 2: Tensión del von Mises máxima y media variando las capas activas.

Especie	Angulo de fuerza (°)	Todas las capas activas		Solo capa del cartílago		Solo la capa del hueso cortical	
		Tensión von Mises máxima (MPa)	Tensión von Mises media (MPa)	Tensión von Mises máxima (MPa)	Tensión von Mises media (MPa)	Tensión von Mises máxima (MPa)	Tensión von Mises media (MPa)
<i>Homo sapiens</i>	+30	54,7	3,20	9,39E-03	6,86E-04	94,4	6,93
<i>Homo sapiens</i>	0	39,2	1,76	4,26E-03	3,31E-04	42,4	3,54
<i>Homo sapiens</i>	-30	99,1	3,46	1,06E-02	7,29E-04	102,9	7,39
<i>Pan troglodytes</i>	+30	80,6	3,30	1,01E-02	7,13E-04	97,7	7,19
<i>Pan troglodytes</i>	0	46,5	1,87	4,78E-03	3,89E-04	47,7	3,98
<i>Pan troglodytes</i>	-30	57,7	1,67	7,08E-03	3,64E-04	68,2	3,66

Utilizando las imágenes producidas al representar solo la capa del hueso cortical, se obtiene la siguiente visualización del reparto de las tensiones:

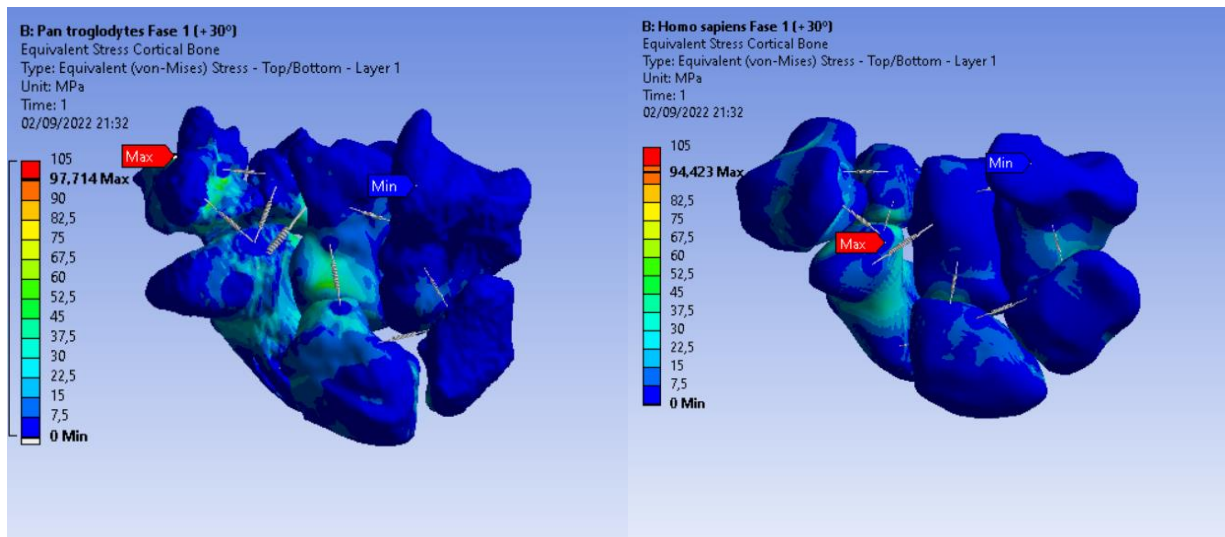


Figura 30: Tensión máxima durante la primera fase del movimiento, comparación *Pan troglodytes* y *Homo sapiens*.

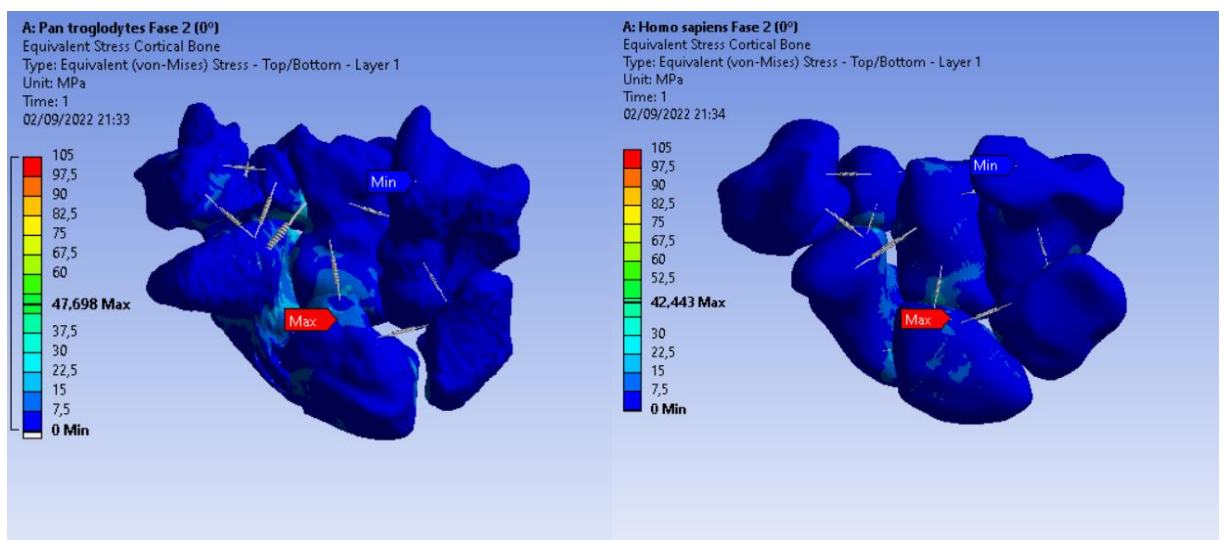


Figura 31: Tensión máxima durante la segunda fase del movimiento, comparación *Pan troglodytes* y *Homo sapiens*.

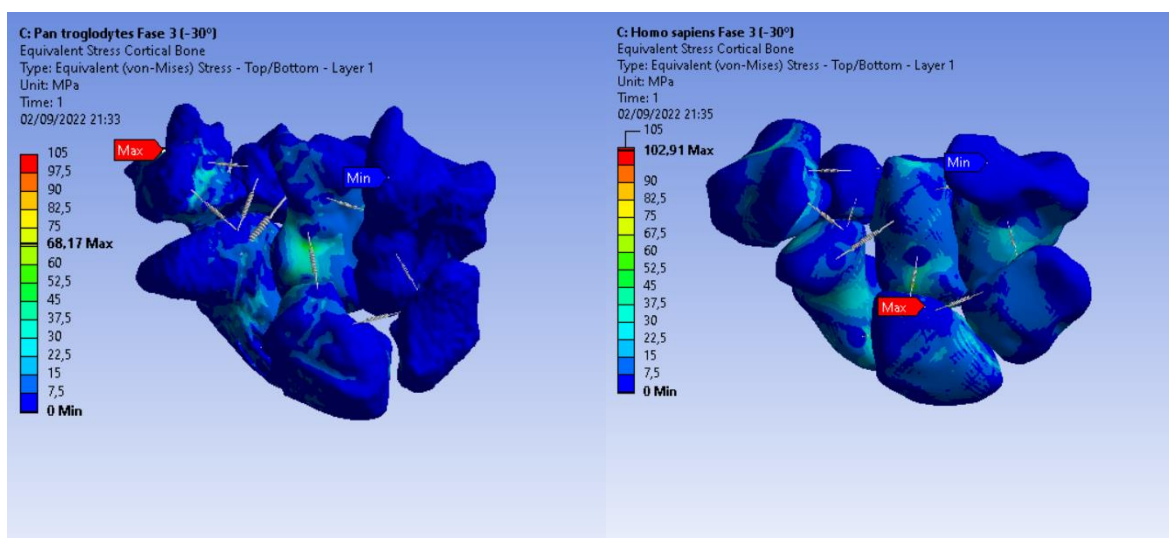


Figura 32: Tensión máxima durante la tercera fase del movimiento, comparación *Pan troglodytes* y *Homo sapiens*.

Como se puede ver en las imágenes obtenidas, en el caso del chimpancé, los huesos que sufren las máximas tensiones durante la locomoción sobre los nudillos son, en la primera y tercera fase, el trapecio y en la segunda fase el semilunar.

En el caso del ser humano en cambio, la primera fase supone las tensiones máximas para escafoides y semilunar en la segunda y tercera fase.

Curiosamente, se observa que, tanto en la segunda como la tercera fase, la tensión máxima y la media son más bajas en el humano que en el chimpancé. Es un resultado sorprendente, ya que la suposición inicial fue que los huesos del chimpancé deberían dar un resultado más bajo en todas las fases.

Un resultado más esperado aparece en la tercera fase, donde la tensión von Mises alcanza 99,1 MPa en el hueso semilunar del humano, siendo el valor más alto de todos los obtenidos en las seis simulaciones y llegando casi a ser doble que el del chimpancé durante la misma fase. Adicionalmente, la tensión media alcanzada por el humano también es la más alta de todas las simulaciones y más que el doble de grande que la media del chimpancé.

Otra observación que se puede hacer a base de los resultados es que la tercera fase del movimiento supone el momento de las máximas tensiones en todo el ciclo para un ser humano, mientras que en el caso del simio es cuando son más bajas.

Tabla 3: Tensión del von Mises máxima, su localización y la media en cada sistema simulado.

Especie	Angulo de fuerza (°)	Tensión von Mises máxima (MPa)	Hueso donde se produce la tensión máxima	Tensión von Mises media (MPa)
<i>Homo sapiens</i>	+30	54,7	Escafoides	3,20
<i>Homo sapiens</i>	0	39,2	Semilunar	1,76
<i>Homo sapiens</i>	-30	99,1	Semilunar	3,46
<i>Pan troglodytes</i>	+30	80,6	Trapezio	3,30
<i>Pan troglodytes</i>	0	46,5	Semilunar	1,87
<i>Pan troglodytes</i>	-30	57,7	Trapezio	1,67

En las siguientes imágenes, se puede comparar el reparto de fuerzas por el interior de cada hueso donde han aparecido un máximo de tensiones durante la simulación, acompañado por un hueso analógico en la misma fase de la otra especie

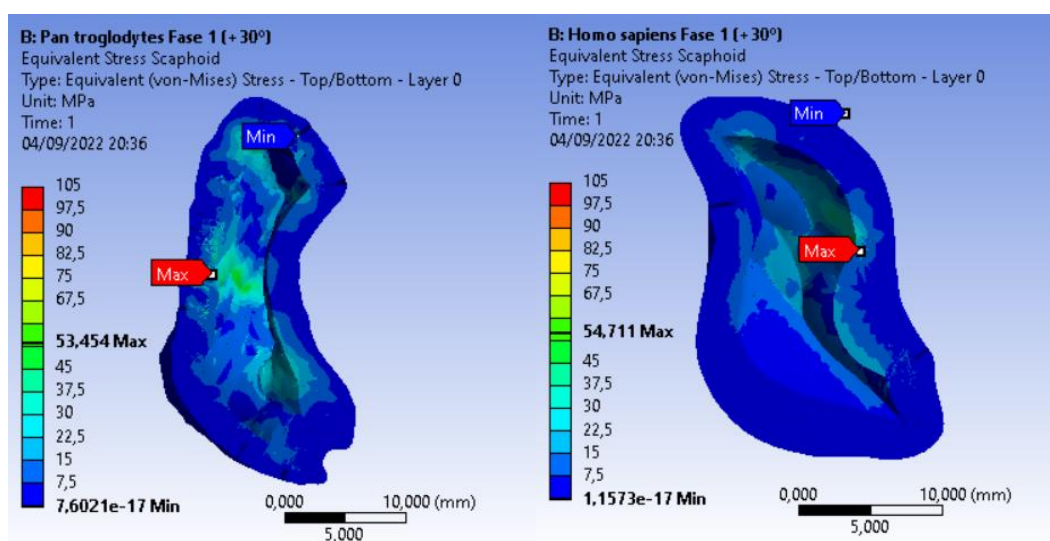


Figura 31: Tensión máxima durante la primera fase del movimiento en el hueso escafoides, comparación *Pan troglodytes* y *Homo sapiens*.

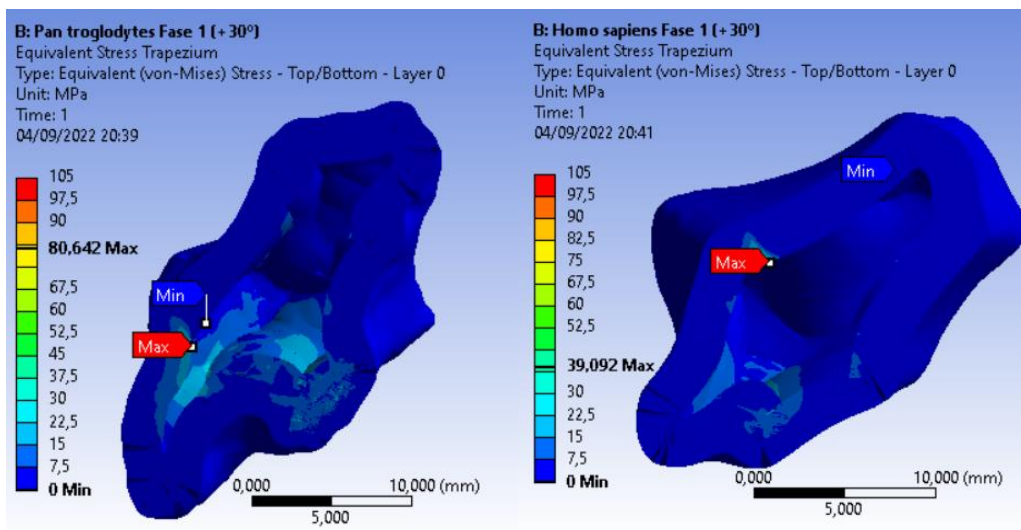


Figura 32: Tensión máxima durante la primera fase del movimiento en el hueso trapecio, comparación *Pan troglodytes* y *Homo sapiens*.

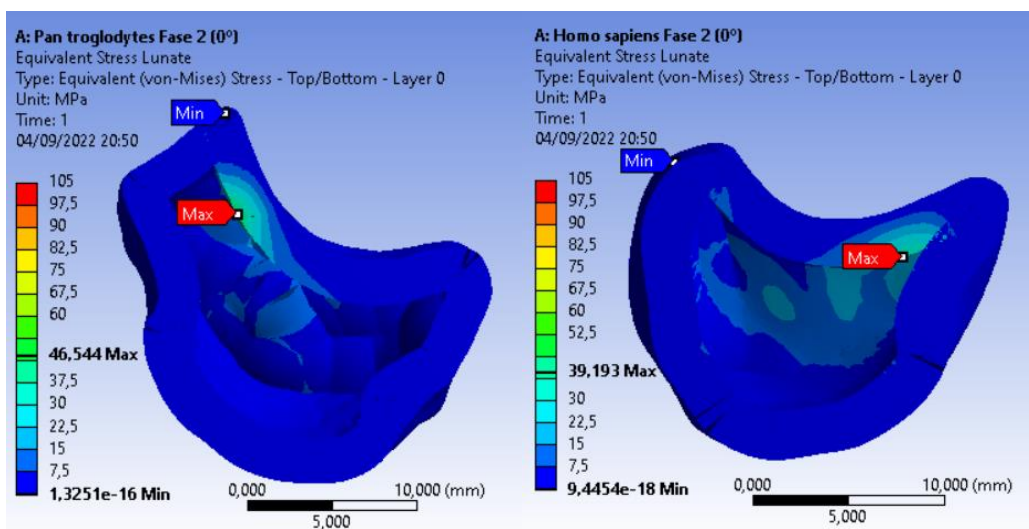


Figura 33: Tensión máxima durante la segunda fase del movimiento en el hueso semilunar, comparación *Pan troglodytes* y *Homo sapiens*.

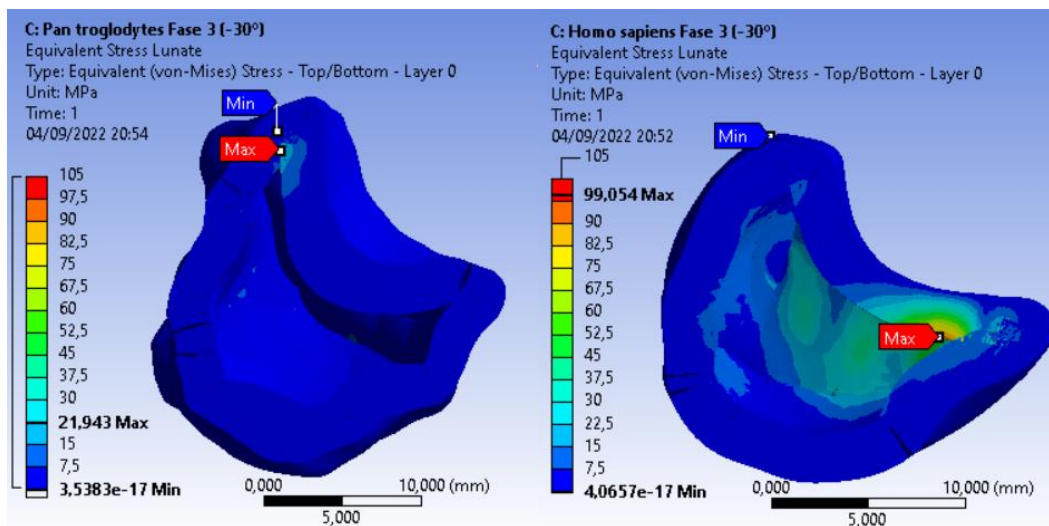


Figura 34: Tensión máxima durante la tercera fase del movimiento en el hueso semilunar, comparación *Pan troglodytes* y *Homo sapiens*.

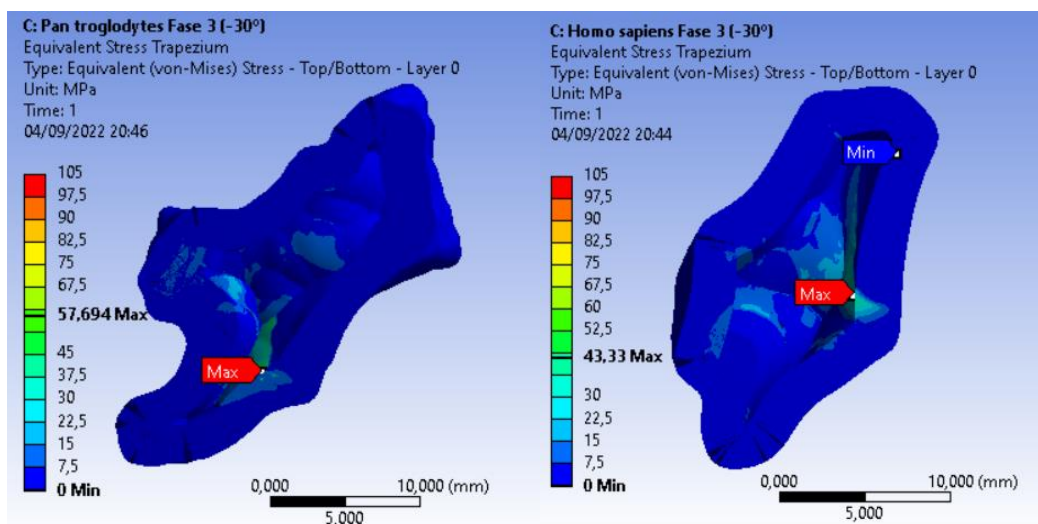


Figura 35: Tensión máxima durante la tercera fase del movimiento en el hueso trapecio, comparación *Pan troglodytes* y *Homo sapiens*.

Otro análisis que se ha hecho fue el de la deformación a la que están sometidos los huesos durante el movimiento. Después de ver los resultados de los seis sistemas, estaba claro que el hueso que siempre queda más deformado es el semilunar. Eso es de esperar, ya que es el hueso sobre el que se aplica la fuerza.

Se puede ver que el hueso humano tiene más tendencia a deformarse, ya que tanto en la primera como en la tercera fase, el semilunar humano acaba siendo mucho más deformado que el del chimpancé. La excepción es la fase dos, aunque en ese caso la diferencia es mucho más pequeña que en las anteriores.

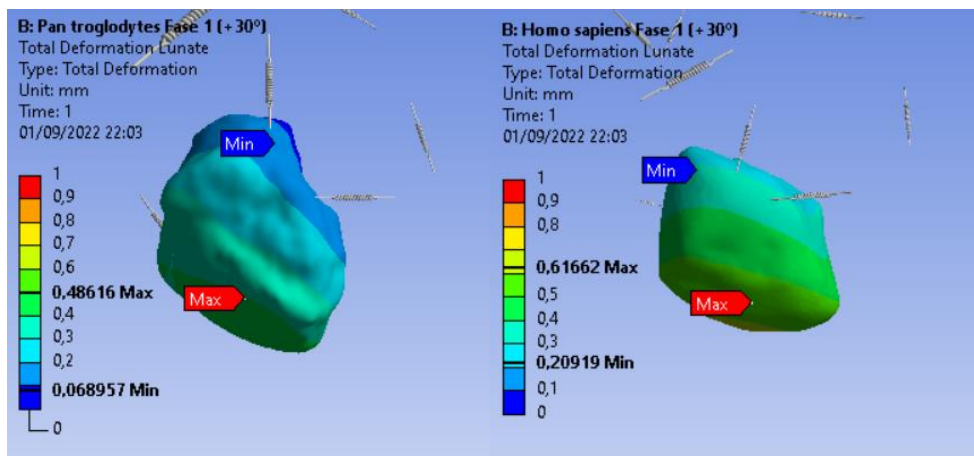


Figura 36: Deformación máxima durante la primera fase del movimiento, comparación *Homo sapiens* y *Pan troglodytes*.

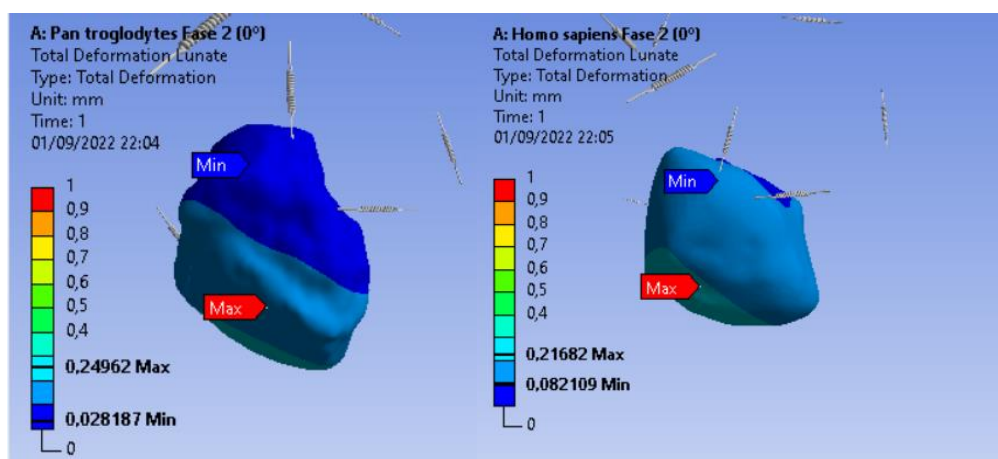


Figura 37: Deformación máxima durante la segunda fase del movimiento, comparación *Homo sapiens* y *Pan troglodytes*.

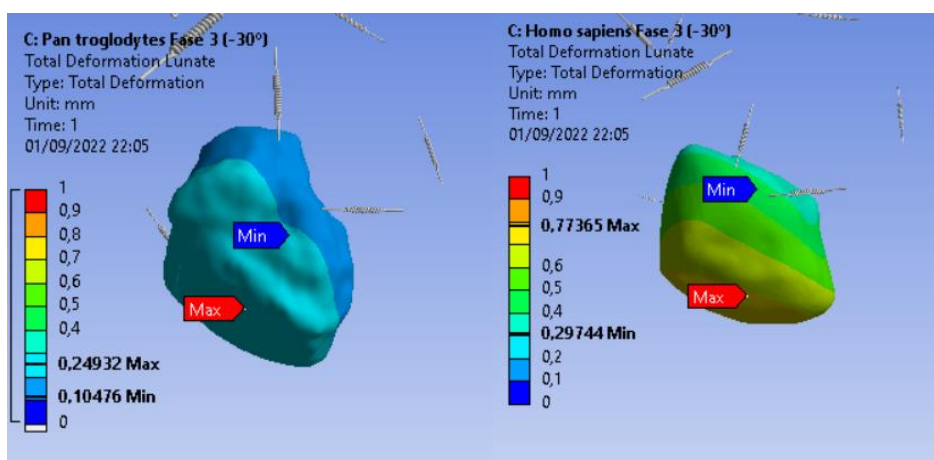


Figura 38: Deformación máxima durante la tercera fase del movimiento, comparación *Homo sapiens* y *Pan troglodytes*.

Tabla 4: Deformación máxima, mínima y media en cada sistema.

Especie	Angulo de fuerza (°)	Deformación máxima (mm)	Deformación mínima (mm)	Deformación media (mm)
<i>Homo sapiens</i>	+30	0,617	0,209	0,418
<i>Homo sapiens</i>	0	0,217	0,082	0,152
<i>Homo sapiens</i>	-30	0,774	0,297	0,524
<i>Pan troglodytes</i>	+30	0,486	0,069	0,299
<i>Pan troglodytes</i>	0	0,250	0,028	0,139
<i>Pan troglodytes</i>	-30	0,249	0,105	0,187

El último elemento del sistema que se ha analizado es la fuerza que desprenden los ligamentos al ser sometidos a la elongación. Se han programado una serie de sondas que median esos valores y sus resultados están representados en la siguiente tabla.

Tabla 5: Las fuerzas máximas en ligamentos.

Ligamentos	Especie	Angulo de fuerza (°)	Fuerza (N)	Elongación (mm)
HTr	<i>Homo sapiens</i>	+30	0,356	1,73E-01
TrC	<i>Homo sapiens</i>	+30	0,242	1,43E-01
SL	<i>Homo sapiens</i>	-30	0,174	4,63E-02
STm	<i>Homo sapiens</i>	+30	0,121	5,77E-02
STd	<i>Pan troglodytes</i>	+30	0,106	9,00E-02
SL	<i>Homo sapiens</i>	0	0,092	2,43E-02
LTr	<i>Pan troglodytes</i>	+30	0,089	5,76E-02
SC	<i>Pan troglodytes</i>	+30	0,067	9,09E-02
STd	<i>Pan troglodytes</i>	0	0,066	5,60E-02
TrC	<i>Pan troglodytes</i>	+30	0,065	5,41E-02
STm	<i>Homo sapiens</i>	0	0,064	3,05E-02
LTr	<i>Pan troglodytes</i>	0	0,058	3,77E-02
HTr	<i>Pan troglodytes</i>	+30	0,047	2,69E-02
SC	<i>Homo sapiens</i>	+30	0,046	4,08E-02
SC	<i>Pan troglodytes</i>	0	0,036	4,89E-02
SL	<i>Pan troglodytes</i>	+30	0,021	1,28E-02
HTr	<i>Pan troglodytes</i>	0	0,019	1,09E-02
SC	<i>Homo sapiens</i>	0	0,019	1,68E-02
STm	<i>Pan troglodytes</i>	+30	0,014	1,19E-02
LTr	<i>Homo sapiens</i>	0	0,009	5,82E-03
LTr	<i>Homo sapiens</i>	-30	0,008	5,52E-03
TmTd	<i>Pan troglodytes</i>	-30	0,007	4,66E-03
TdC	<i>Homo sapiens</i>	0	0,006	7,89E-04
TdC	<i>Homo sapiens</i>	+30	0,005	7,33E-04
HC	<i>Pan troglodytes</i>	-30	0,005	2,98E-03
TmTd	<i>Homo sapiens</i>	-30	0,005	2,70E-03
TdC	<i>Homo sapiens</i>	-30	0,004	5,97E-04
HC	<i>Homo sapiens</i>	+30	0,004	2,35E-03
STm	<i>Pan troglodytes</i>	0	0,004	3,39E-03
TrC	<i>Pan troglodytes</i>	0	0,004	3,06E-03

Se han eliminado los ligamentos que daban un valor nulo, que tenían lugar siempre cuando el ligamento no sufría una elongación positiva. Como podemos ver, los cuatro valores más altos que alcanza la fuerza son los ligamentos humanos, que además tienen valores múltiples veces más altos que los equivalentes en el chimpancé. La siguiente tabla muestra todos los valores obtenidos a partir de las sondas y empareja los ligamentos de las dos especies de acuerdo con la fase del movimiento, para facilitar la comparación.

Tabla 6: Lista completa de fuerzas y elongaciones en los ligamentos.

Ligamento	Especie	Angulo de fuerza (°)	Fuerza (N)	Elongación (mm)
HC	<i>Homo sapiens</i>	+30	0,004	2,35E-03
HC	<i>Pan troglodytes</i>	+30	0,000	-3,29E-03
HTr	<i>Homo sapiens</i>	+30	0,356	1,73E-01
HTr	<i>Pan troglodytes</i>	+30	0,047	2,69E-02
LTr	<i>Homo sapiens</i>	+30	0,000	-3,54E-03
LTr	<i>Pan troglodytes</i>	+30	0,089	5,76E-02
SC	<i>Homo sapiens</i>	+30	0,046	4,08E-02
SC	<i>Pan troglodytes</i>	+30	0,067	9,09E-02
SL	<i>Homo sapiens</i>	+30	0,000	-2,01E-02
SL	<i>Pan troglodytes</i>	+30	0,021	1,28E-02
STd	<i>Homo sapiens</i>	+30	0,000	-2,37E-03
STd	<i>Pan troglodytes</i>	+30	0,106	9,00E-02
STm	<i>Homo sapiens</i>	+30	0,121	5,77E-02
STm	<i>Pan troglodytes</i>	+30	0,014	1,19E-02
TdC	<i>Homo sapiens</i>	+30	0,005	7,33E-04
TdC	<i>Pan troglodytes</i>	+30	0,000	-1,31E-04
TmTd	<i>Homo sapiens</i>	+30	0,000	-3,01E-03
TmTd	<i>Pan troglodytes</i>	+30	0,000	-6,56E-03
TrC	<i>Homo sapiens</i>	+30	0,242	1,43E-01
TrC	<i>Pan troglodytes</i>	+30	0,065	5,41E-02
HC	<i>Homo sapiens</i>	0	0,000	-1,45E-03
HC	<i>Pan troglodytes</i>	0	0,000	-3,17E-04
HTr	<i>Homo sapiens</i>	0	0,000	-2,44E-02
HTr	<i>Pan troglodytes</i>	0	0,019	1,09E-02
LTr	<i>Homo sapiens</i>	0	0,009	5,82E-03
LTr	<i>Pan troglodytes</i>	0	0,058	3,77E-02
SC	<i>Homo sapiens</i>	0	0,019	1,68E-02
SC	<i>Pan troglodytes</i>	0	0,036	4,89E-02
SL	<i>Homo sapiens</i>	0	0,092	2,43E-02
SL	<i>Pan troglodytes</i>	0	0,000	-1,41E-02
STd	<i>Homo sapiens</i>	0	0,000	-3,40E-03
STd	<i>Pan troglodytes</i>	0	0,066	5,60E-02
STm	<i>Homo sapiens</i>	0	0,064	3,05E-02
STm	<i>Pan troglodytes</i>	0	0,004	3,39E-03
TdC	<i>Homo sapiens</i>	0	0,006	7,89E-04
TdC	<i>Pan troglodytes</i>	0	0,000	-2,56E-04
TmTd	<i>Homo sapiens</i>	0	0,000	-7,76E-04
TmTd	<i>Pan troglodytes</i>	0	0,000	-1,73E-03
TrC	<i>Homo sapiens</i>	0	0,000	-7,00E-02
TrC	<i>Pan troglodytes</i>	0	0,004	3,06E-03
HC	<i>Homo sapiens</i>	-30	0,000	-4,20E-03
HC	<i>Pan troglodytes</i>	-30	0,005	2,98E-03
HTr	<i>Homo sapiens</i>	-30	0,000	-1,92E-01
HTr	<i>Pan troglodytes</i>	-30	0,000	-2,02E-02
LTr	<i>Homo sapiens</i>	-30	0,008	5,52E-03
LTr	<i>Pan troglodytes</i>	-30	0,000	-6,05E-03

Tabla 6: Lista completa de fuerzas y elongaciones en los ligamentos.

Ligamento	Especie	Angulo de fuerza (°)	Fuerza (N)	Elongación (mm)
SC	<i>Homo sapiens</i>	-30	0,000	-2,05E-02
SC	<i>Pan troglodytes</i>	-30	0,000	-2,82E-02
SL	<i>Homo sapiens</i>	-30	0,174	4,63E-02
SL	<i>Pan troglodytes</i>	-30	0,000	-6,94E-02
STd	<i>Homo sapiens</i>	-30	0,000	-2,95E-03
STd	<i>Pan troglodytes</i>	-30	0,000	-1,35E-02
STm	<i>Homo sapiens</i>	-30	0,000	-2,49E-02
STm	<i>Pan troglodytes</i>	-30	0,000	-1,29E-02
TdC	<i>Homo sapiens</i>	-30	0,004	5,97E-04
TdC	<i>Pan troglodytes</i>	-30	0,000	-2,77E-04
TmTd	<i>Homo sapiens</i>	-30	0,005	2,70E-03
TmTd	<i>Pan troglodytes</i>	-30	0,007	4,66E-03
TrC	<i>Homo sapiens</i>	-30	0,000	-2,20E-01
TrC	<i>Pan troglodytes</i>	-30	0,000	-9,23E-02

## 8 Conclusiones

El objetivo principal del proyecto fue comparar las diferencias anatómicas entre el *Homo sapiens* y *Pan troglodytes* para determinar si contribuyen a la capacidad de caminar sobre los nudillos, el tipo de locomoción abandonado por nuestra rama evolutiva, pero conservada por los chimpancés. Después de haber utilizado el método de elementos finitos para comparar los dos modelos que, dentro de lo posible, imitaban la forma y comportamiento del sistema óseo real que forman las muñecas de esas especies, podemos hacer un intento de responder a esas preguntas.

La suposición inicial con la que se ha hecho el proyecto fue que la geometría de los huesos del chimpancé sería la responsable de asegurar un reparto de tensiones más suaves a través de los huesos durante todas las fases del movimiento al andar y proporcionaría una alta estabilidad de los huesos para contrarrestar las deformaciones. Partiendo de esta lógica, al diseñar el estudio se buscaba en todo momento hacer la comparación más directa de ambas geometrías, asegurando que todas las demás condiciones fuesen idénticas, incluyendo propiedades mecánicas de los tejidos estudiados, el peso del sujeto que estaría utilizando sus nudillos para trasladarse y la biomecánica de aplicación de las fuerzas al hacer el movimiento.

Al analizar los datos y representaciones gráficas producidas por el paquete de programas del ANSYS, podemos afirmar que esa hipótesis no ha sido falsificada. Tal como se esperaba, los valores máximos que alcanzaban en algunas simulaciones los huesos basados en la anatomía humana superaban significativamente los que han sido producidos por el chimpancé. Uno de los casos más destacables que confirma esa idea es la comparación de la tercera fase del movimiento, cuando el eje del brazo está girado  $30^\circ$  hacia el lado dorsal de la mano y los nudillos están a punto de despegarse del suelo. Se ha observado que en este momento las tensiones en la muñeca del *Homo sapiens*, sobre todo en el hueso semilunar, están expuestas a tensiones relativamente grandes comparado con todas las demás simulaciones. Al mismo tiempo el *Pan troglodytes*, durante la misma fase del movimiento, no experimenta unas tensiones grandes en su muñeca y de hecho las tensiones medias que enfrenta son las más bajas de todo el ciclo. Eso indica una clara diferencia de adaptación, donde debido únicamente a la forma física de los huesos, el chimpancé puede contar con menor probabilidad de ruptura o desgaste de la articulación de su mano durante ese estilo de locomoción.

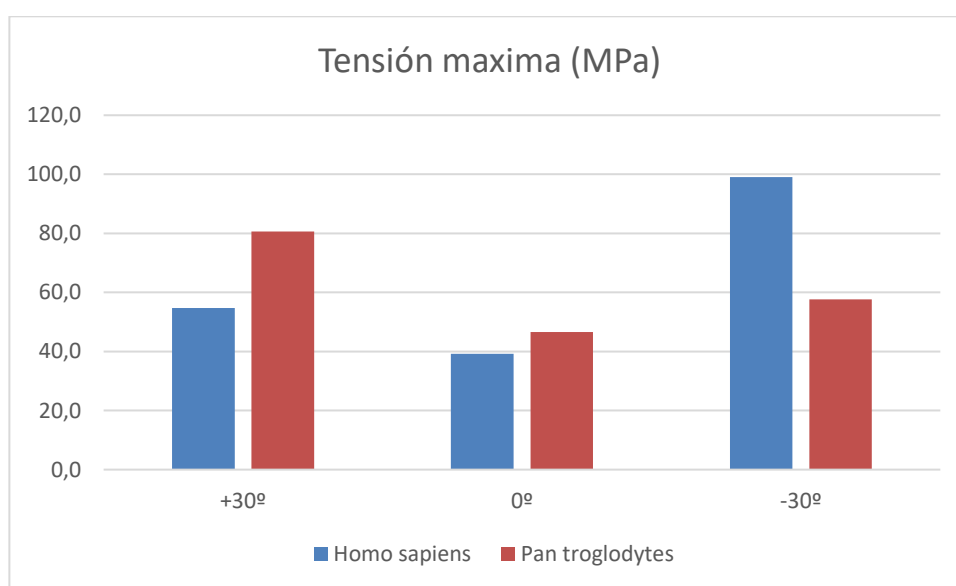


Figura 39: Tensiones de von Mises máximas en cada sistema.

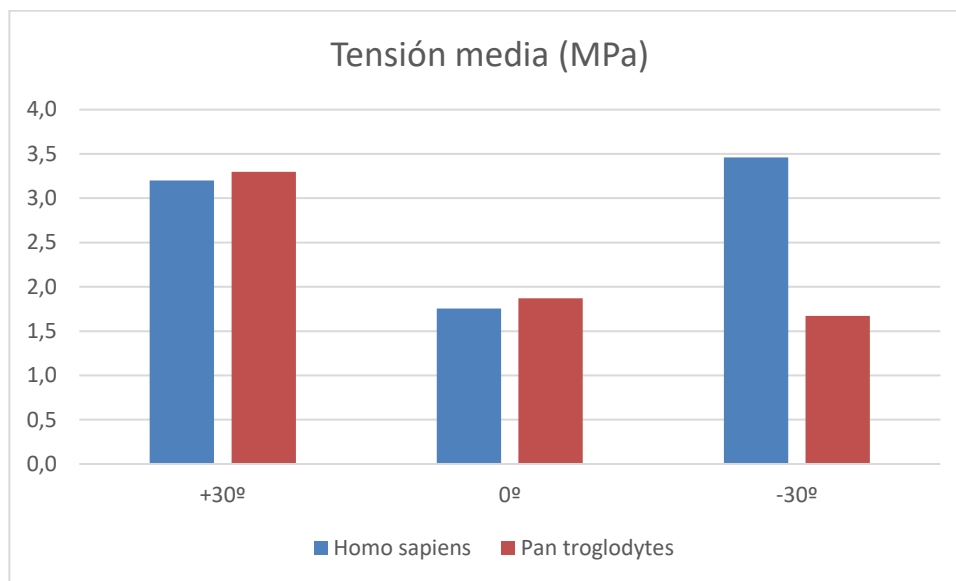


Figura 40: Tensiones de von Mises medias en cada sistema.

Se ha hecho también el estudio de la deformación de los huesos, que ha demostrado que el hueso semilunar es el más afectado. Otra vez, la predicción inicial queda confirmada, ya que las dos simulaciones que muestran deformaciones más grandes son del *Homo sapiens*. Los valores altos aparecen tanto en la fase uno como la dos del movimiento, indicando que, aunque la muñeca humana puede mantener bien el peso cuando esta recta en relación con el brazo, al girar es mucho más vulnerable a la deformación que la del chimpancé.

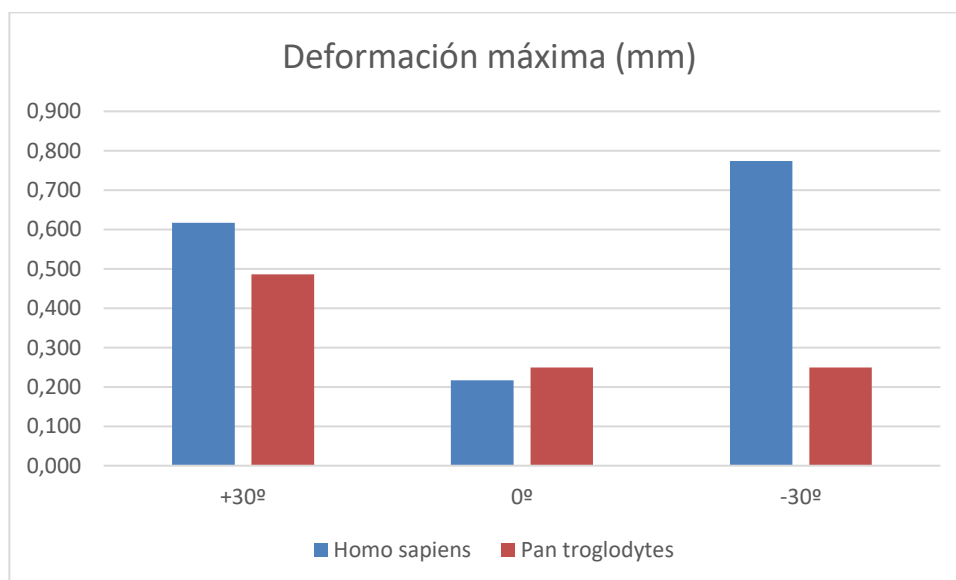


Figura 41: Deformaciones máximas en cada sistema.

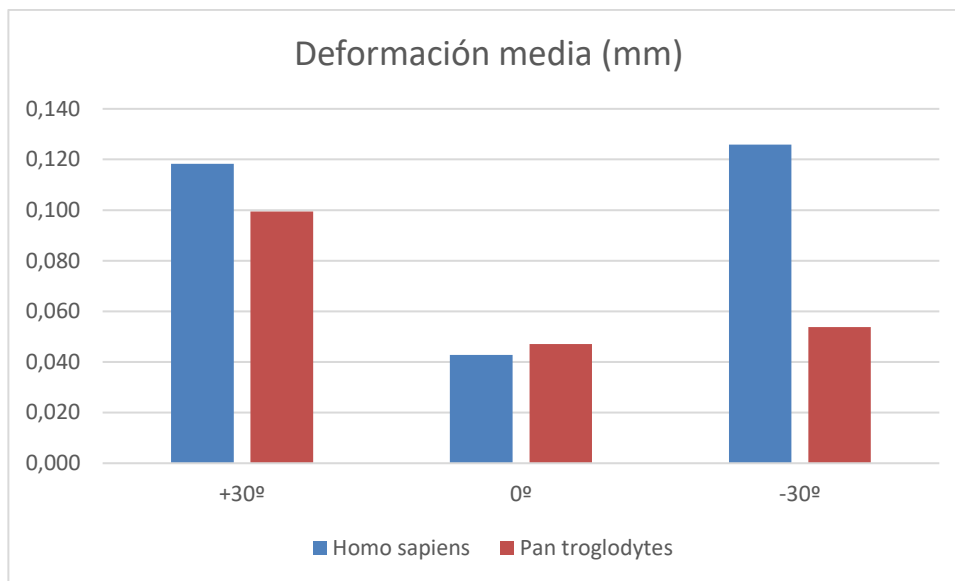


Figura 42: Deformaciones medias en cada sistema.

Las sondas que proporcionaban la lectura de las tensiones presentes en los ligamentos durante todas las simulaciones también parecen confirmar la suposición, ya que los cuatro valores más altos de la fuerza que tienen que ejercer son producto de la simulación de la muñeca humana. Adicionalmente, el valor más alto al que llega un ligamento humano (HTr), es más de 3 veces más grande que el del simio. Eso indica, otra vez, una mejor adaptación, asegurando menor desgaste de los ligamentos y menor probabilidad de una lesión.

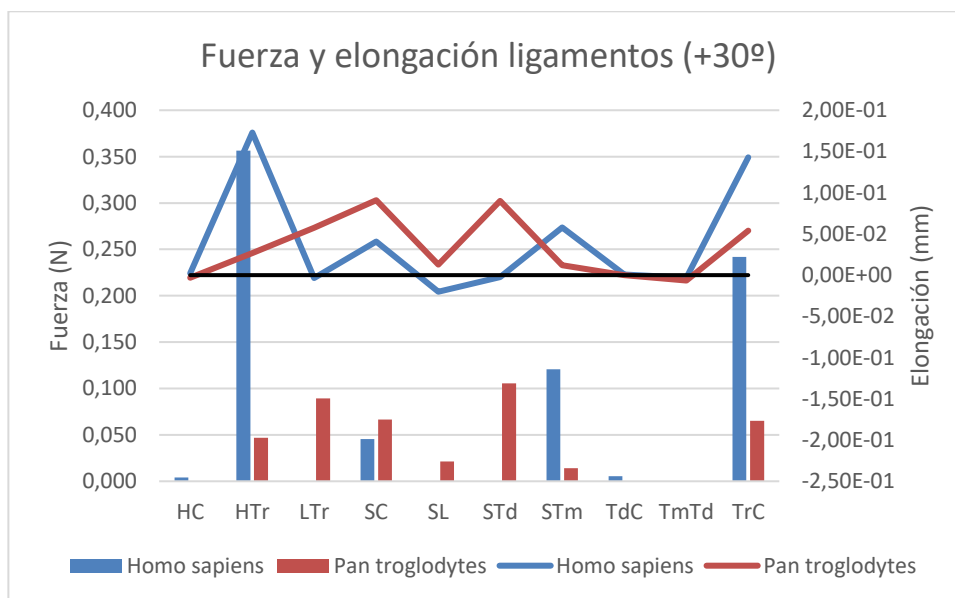


Figura 43: La fuerza y elongación en cada ligamento, fase uno del movimiento.

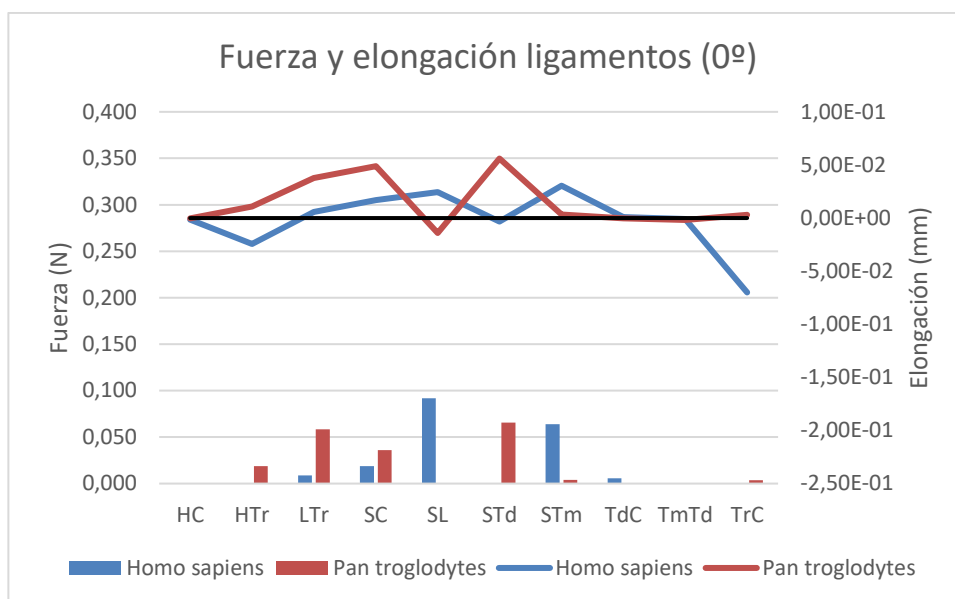


Figura 44: La fuerza y elongación en cada ligamento, fase dos del movimiento.

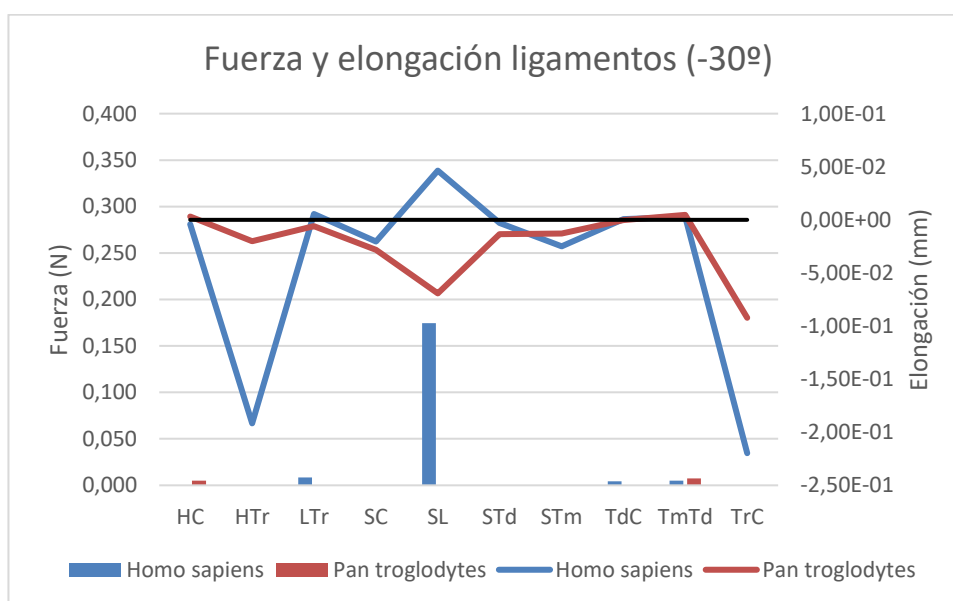


Figura 44: La fuerza y elongación en cada ligamento, fase tres del movimiento.

Dicho todo eso, también se ha observado que las diferencias en cómo los huesos de las dos especies reparten las tensiones y las deformaciones son menos dramáticas de lo esperado. Aunque es cierto que los huesos del chimpancé no alcanzan los mismos valores que los del humano en casos más extremos, en la mayoría de las simulaciones los valores son bastante similares, e incluso en algunos casos el humano tiene una ligera ventaja.

En el caso de los ligamentos, a pesar de los valores máximos alcanzados por el *Homo sapiens*, de las treinta comparaciones que se han hecho entre cada tendón en cada fase del movimiento, el *Pan troglodytes* solo obtiene mejores resultados en diez y peores en once. Aunque la tensión media a la que están expuestos sus ligamentos es más baja, la diferencia no es muy grande y ninguna de las especies se acerca a la tensión que podría dañar a uno de

los ligamentos. Eso además demuestra que la gran mayoría de la fuerza generada por el peso del cuerpo está cargada por los huesos y los tendones sirven principalmente para estabilizarlos.

Todo eso lleva a la conclusión que a pesar de que los chimpancés cuentan con una ventaja cuando se trata de la geometría de los huesos, no es una ventaja grande y el impacto sobre los huesos de la muñeca sería comparable. La tercera fase del movimiento sería la más afectada, donde el humano experimenta un pico en las tensiones que no aparece en el chimpancé.

El hecho de que las diferencias son tan moderadas se puede explicar de tres formas:

La primera sería que las diferencias anatómicas entre el *Homo sapiens* y *Pan troglodytes* simplemente no son tan impactantes y la locomoción sobre los nudillos no supondría un problema para la muñeca humana. El cuerpo humano ha evolucionado para la locomoción bípeda y nuestra anatomía y proporciones causan que usar los nudillos para caminar no sea práctico ni cómodo, pero si en algún escenario un humano tendría que transportar su peso utilizando ese método, sería capaz de hacerlo sin hacerse daño. Por desgracia no se han encontrado estudios donde un ser humano tenga que aplicar este tipo de carga sobre su muñeca de forma prolongada, así que es difícil confirmarlo.

La segunda explicación es que la adaptación de los simios que utilizan ese tipo de movimiento no depende solamente de la geometría de los huesos, sino también de las propiedades mecánicas del tejido. Como se ha mencionado anteriormente, se ha asumido que los tejidos de las dos especies son idénticos, pero es muy probable que eso no sea cierto. Durante el estudio no se ha conseguido encontrar un análisis de las propiedades mecánicas del tejido que forma las muñecas de los chimpancés, pero las diferencias presentes podrían impactar la capacidad del chimpancé al trasladar su peso sobre su muñeca repetidas veces sin sufrir daño.

Finalmente, la tercera explicación sería que la poca diferencia de los resultados se debe a simplificaciones tomadas durante el diseño del estudio. Por ejemplo, se ha suprimido el hueso trabecular del interior de los huesos, tratándolos como huecos, con una superficie de hueso cortical y cartílago. Aunque el hueso trabecular tiene menor importancia desde la perspectiva mecánica que el cortical, también toma parte activa en reparto de las tensiones. Es posible que su presencia sea importante para que las adaptaciones en la geometría del hueso del chimpancé puedan tener todo su impacto y disminuir la concentración de las fuerzas en un punto concreto. También la simplificación del sistema de los ligamentos, representando solo los intrínsecos, ha podido variar los resultados.

Otra cosa que podría desviar los resultados del estudio es como se ha representado la fuerza transmitida del brazo a la muñeca durante varias fases del movimiento. Es muy posible que las diferencias anatómicas en las dos especies hacen que esa simplificación cambie los resultados de forma significativa.

Adicionalmente, el estudio ha tenido una serie de limitaciones. Los escaneos de los huesos del *Pan troglodytes* fue de más baja calidad que los del *Homo sapiens*. Durante el proceso de adaptación de la geometría producida por los escaneos a una que sería utilizable en el programa también se han producido unos cambios, que a simple vista sutiles, podrían afectar los resultados.

Otra limitación del estudio fue la inhabilidad de representar las zonas de contacto con los ligamentos, los huesos metacarpales y la aplicación de la fuerza de otra forma que dibujándolo a ojo. Las inexactitudes producidas por ese método también podrían haber impactado a los resultados.

Teniendo todo eso en cuenta, el estudio ha conseguido su objetivo principal de comparar los huesos carpales de las dos especies y ha obtenido unos resultados coherentes. Se puede

esperar que los datos encontrados durante ese proyecto podrían servir como uno de los puntos de partida para un estudio más amplio y riguroso, que a su vez producirá información importante sobre la biomecánica y evolución de los primates.

## 9 Referencias

- [1] Gilroy, Anne; MacPherson, Brian. (2008). *Atlas of Anatomy*. (3a. ed.) Thieme.
- [2] Platzer, Werner. (2004). *Color Atlas of Human Anatomy, Vol. 1: Locomotor System* (5ta ed.). Thieme.
- [3] "Structure of Bone". CK12-Foundation. Recuperado el 2 de julio de 2022 desde [www.flexbooks.ck12.org](http://www.flexbooks.ck12.org).
- [4] Neligan, P; Chang, J. *Plastic Surgery, Vol. 6: Hand and Upper Limb*. (2017). (4ta. ed.). Elsevier
- [5] Richmond, Brian; Roach, Neil; Ostrofsky, Kelly (2016). Evolution of the Early Hominin Hand. Din Louise Barrett (ed.), *The Evolution of the Primate Hand* (pp.515-543). Springer.
- [6] Thompson, N. (2020). The biomechanics of knuckle-walking: 3-D kinematics of the chimpanzee and macaque wrist, hand and fingers. *Journal Of Experimental Biology*, 223(14). doi: 10.1242/jeb.224360
- [7] Marcé-Nogué, J. (2022). One step further in biomechanical models in palaeontology: a nonlinear finite element analysis review. *Peerj*, 10, e13890. doi: 10.7717/peerj.13890
- [8] Reddy, J. N. (2006). *An Introduction to the Finite Element Method* (3ra ed.). McGraw-Hill.
- [9] A. Ern, J.L. Guermond, *Theory and practice of finite elements*, Springer, 2004
- [10] Morgan, E., Unnikrisnan, G., & Hussein, A. (2018). Bone Mechanical Properties in Healthy and Diseased States. *Annual Review Of Biomedical Engineering*, 20(1), 119-143. doi: 10.1146/annurev-bioeng-062117-121139
- [11] KEMPSON, G. (1980). The Mechanical Properties of Articular Cartilage. *The Joints And Synovial Fluid*, 177-238. doi: 10.1016/b978-0-12-655102-0.50011-4
- [12] An, K., Berger, R., & Cooney, W. (1991). *Biomechanics of the Wrist Joint* (pp. 139-156). New York, NY: Springer New York.
- [13] Net, P., & Resources, P. (2022). Chimpanzee. Recuperado el 1 de septiembre 2022, desde <https://primate.wisc.edu/primate-info-net/pin-factsheets/pin-factsheet-chimpanzee/>