

# Estudio y validación del proceso de remodelación ósea en un fémur con un modelo específico de paciente

J. Ojeda Granja, J. Martínez Reina, J. Mayo Núñez

Dpto. de Ingeniería Mecánica y de los Materiales. Universidad de Sevilla  
joaquinorejeda@us.es

---

*En este trabajo se analiza la dinámica de marcha en un fémur completo. Tanto la geometría como las cargas están tomadas del mismo sujeto. La geometría se obtuvo de una TAC de la que se reconstruyó un modelo de elementos finitos (EF) con elementos de tamaño característico 1 mm. Las fuerzas aplicadas al modelo de EF han sido obtenidas a partir de diferentes medidas hechas al mismo sujeto en el laboratorio de marcha. Estas fuerzas han sido aplicadas como casos de carga en un modelo de remodelación ósea con el objetivo de obtener la distribución de densidad ósea del fémur derecho del sujeto. Dicho modelo de remodelación ha sido modificado para tener en cuenta cargas variables con el tiempo y así tener en cuenta diversas fases de un ciclo de marcha. Otra modificación introducida en el modelo ha sido la adaptación de los parámetros de remodelación para que se ajusten al sujeto de estudio. La validación de resultados se llevó a cabo comparando la distribución de densidad ósea obtenida del modelo con el nivel de gris de la tomografía en diferentes puntos del fémur y de forma cuantitativa.*

---

## 1. INTRODUCCIÓN

Existen en la literatura muchos estudios para analizar el comportamiento del fémur sometido a carga. En estos trabajos se han obtenido buenos resultados en la estimación de la distribución de densidad ósea que está en equilibrio de remodelación con un cierto estado de cargas [1,2]. Sin embargo, en todos ellos se ha partido de situaciones que no se corresponden con las condiciones del sujeto de estudio debido a las dificultades obvias que se presentan al trabajar con seres humanos. Estas dificultades conducen a la asunción de importantes simplificaciones en los estudios: 1) La geometría. En ese sentido, un modelo estándar fue propuesto por Sommer [3]. 2) Las cargas. Las condiciones de carga tanto en la articulación de la cadera como en la articulación de la rodilla están determinadas por las fuerzas de contacto y las fuerzas debidas a los músculos que las rodean. Aunque numerosos estudios coinciden en la idea de que las cargas a las que está sometido el fémur son debidas, principalmente, a los músculos [4,5], resulta inviable la medición in vivo de las mismas. Es posible encontrar en la literatura un gran número de modelos computacionales que permiten estimar las fuerzas musculares durante la realización de una cierta actividad [6,7]. No obstante, este tipo de modelos necesitan como datos de entrada: a) Los movimientos de los segmentos implicados en la tarea, para lo cual se requiere realizar un análisis de la marcha en un laboratorio habilitado para ello. b) La resolución del problema dinámico inverso que permita estimar las reacciones en las articulaciones a partir de las trayectorias medidas y las fuerzas externas. Por cuestiones de sencillez, es normal tomar las cargas de la literatura [8,9]. 3) El tipo de análisis. Debido a la complejidad de los modelos de remodelación, se han realizado análisis cuasi-estáticos donde no se tienen en cuenta la variación de las cargas con el tiempo. d) Validación de resultados. Se suelen comparar la distribución de densidad ósea obtenido en la simulación para un fémur concreto con el nivel de grises en un estudio radiológico realizado a otro fémur distinto, obviamente de forma cualitativa.

## 2. DATOS PREVIOS DEL SUJETO

En este trabajo se ha estudiado el fémur de un sujeto varón, de 28 años, 70 kg de peso y 1.85 m de estatura sin ningún tipo de patología en la marcha. Se le realizó al sujeto una

serie de medidas en el laboratorio de marcha del Departamento de Ingeniería Mecánica de la Universidad de Sevilla. Las medidas se realizaron con un sistema Vicon® para la captura de movimiento y las fuerzas de reacción con el suelo fueron registradas con dos plataformas de fuerza AMTI®. Además, se midieron las actividades musculares de ciertos músculos implicados en la marcha con un equipo de electromiografía de la compañía Delsys® con el objeto de validar las fuerzas musculares aplicadas sobre el fémur. Con estas medidas previas ha sido posible estimar las fuerzas musculares producidas durante la marcha mediante un algoritmo de optimización [ref]. Estas fuerzas musculares han sido las aplicadas al fémur.

### 3. MODELO DE REMODELACIÓN ÓSEA

Se ha aplicado un modelo de remodelación ósea (MRO) interna desarrollado por Doblaré *et al.* [10] para estimar la distribución de densidades del fémur. Este MRO es un modelo fenomenológico que tiene en cuenta la anisotropía del material. Al MRO se le ha aplicado una serie de modificaciones para adaptarlo al estudio que se ha querido realizar e incluir la dinámica del proceso. Es bien sabido que la marcha humana es un proceso cíclico que está compuesto de distintas fases [11]. En total se pueden llegar a distinguir un total de siete fases diferentes. No obstante, en este trabajo, por cuestiones de simplicidad, se ha dividido el ciclo de marcha en 4 fases de una manera similar a la observada en otros estudios [9,12].

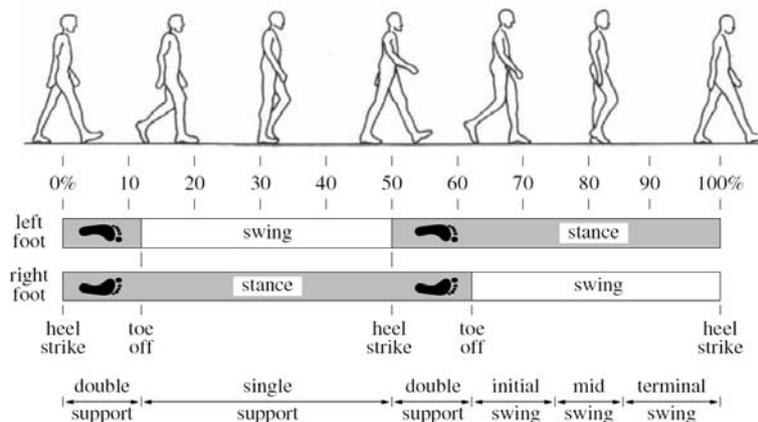


Figura 1. Esquema de la división del ciclo de marcha en distintas fases.

Dado que el fémur bajo estudio pertenece a la pierna derecha se ha dividido el ciclo de marcha en:

- Fase 1. Fase de doble soporte en la que se lleva a cabo el contacto del talón con el suelo.
- Fase 2. Fase de soporte único. El pie derecho entra en contacto con el suelo de forma completa. El pie izquierdo se encuentra suspendido en el aire.
- Fase 3. Fase de doble soporte en la que se produce el despegue de los dedos del pie derecho respecto al suelo.
- Fase 4. Fase de soporte único. El pie derecho se encuentra suspendido en el aire y todo el apoyo es debido al pie izquierdo.

Estas cuatro fases se han introducido en el MRO como 4 casos independientes de forma que la aplicación de estos cuatro casos de forma consecutiva da lugar a la realización de un ciclo de marcha. En cada uno de los casos se realiza un análisis estático debido a la complejidad que supondría la inclusión del carácter dinámico del problema. No obstante la aplicación de forma consecutiva de los cuatro casos permite realizar un análisis pseudo-estático de un ciclo de marcha. Se parte de una situación inicial en la que el estímulo es nulo y se establece que la remodelación se produce al cabo del ciclo con un valor del estímulo que es

el máximo de los estímulos obtenidos durante cada una de las cuatro fases. Al empezar un nuevo ciclo, el valor del estímulo se pone a cero de nuevo.

#### **4. MODELO DE ELEMENTOS FINITOS**

Para realizar el análisis numérico se ha utilizado el método de los elementos finitos. Para ello ha sido necesario crear un modelo de elementos finitos (mef) del fémur bajo estudio. Este mef ha sido creado a partir de una tomografía axial computerizada (TAC) realizada al fémur derecho del sujeto. El modelo resultante puede observarse en la figura 1. Está formado por 339168 tetraedros lineales de 4 nodos. Los desplazamientos como sólido rígido se han impedido introduciendo apoyos en distintos nodos del modelo de forma que se asegure la isoestaticidad del sistema.



*Figura 2. Modelo de elementos finitos del fémur*

Los niveles de grises del TAC se han utilizado posteriormente para realizar la validación de la distribución de densidades obtenida. Para ello se ha tomado una muestra aleatoria de 400 elementos del modelo. Se ha obtenido las coordenadas del centroide y sea identificado el nivel de gris correspondiente a esas coordenadas en el TAC. Posteriormente, se ha establecido una relación lineal entre la escala de grises que proporciona el TAC y el nivel de densidades en el fémur.

#### **5. CARGAS APLICADAS AL MODELO**

Como se ha mencionado anteriormente, las cargas aplicadas al modelo son las correspondientes a las reacciones en las articulaciones y a las fuerzas musculares que actúan sobre el fémur. Con el objetivo de simplificar el problema se han tomado los músculos cuya acción resulta predominante en el fémur durante la marcha [9,13]: los abductores de la cadera (glúteo medio, glúteo mínimo, glúteo máximo), tensor de la fascia lata, vasto lateral y vasto medial. Tanto los vectores de acción de las fuerzas musculares como los puntos de inserción de los músculos están basados en los datos obtenidos con el modelo muscular usado para la estimación de las fuerzas. Las coordenadas de los puntos de inserción así como los valores de las reacciones en las articulaciones las fuerzas

musculares han sido escaladas a partir de datos tomados de la literatura [14] y un procedimiento desarrollado en un trabajo previo [15]. En la figura 2 pueden verse los puntos de inserción de los músculos y los puntos sobre los que se ha aplicado las resultantes de las reacciones en la cadera y la rodilla para cada una de las cuatro fases del ciclo.

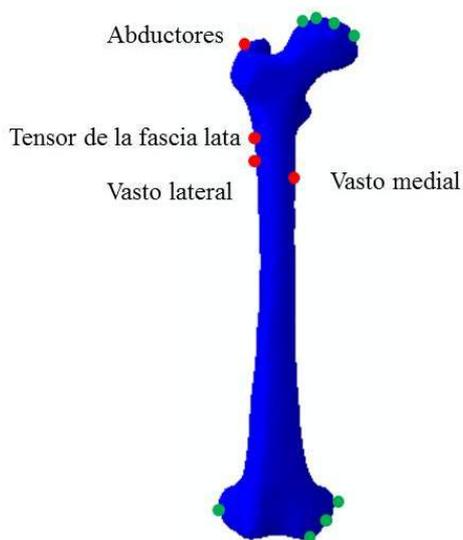


Figura 3. Puntos de aplicación de las fuerzas musculares y las reacciones en el fémur.

Tanto los vectores de acción de las resultantes de reacciones en las articulaciones como los puntos de aplicación de las mismas así como los módulos de las fuerzas musculares varían en función de la fase del ciclo de marcha. En la tabla 1 puede verse los valores para cada una de las fuerzas y reacciones en las 4 fases.

Caso carga	Fase 1 (10% ciclo)			Fase 2 (30% ciclo)		
	x	y	z	x	y	z
Reacción en la cadera	44.31	-138.76	244.22	13.39	56.39	410.35
Reacción en la rodilla	-17.03	-156.99	375.54	-66.31	62.33	488.89
Abductores	33.48	77.27	136.51	26.89	62.05	109.62
Tensor fascia lata	0	0	0	0.70	0.44	11.62
Vasto medial	38.17	-68.70	-244.27	0	0	0
Vasto lateral	-27.68	-101.94	-339.97	0	0	0

Caso carga	Fase 3 (45% ciclo)			Fase 4 (70% ciclo)		
	x	y	z	x	y	z
Reacción en la cadera	-39.22	191.97	488.65	-19.03	63.48	-84.85
Reacción en la rodilla	-228.35	177.64	560.26	20.69	27.47	-20.86
Abductores	30.19	69.66	123.07	6.95	16.05	28.35
Tensor fascia lata	3.04	-3.02	38.72	1.11	1.59	7.40
Vasto medial	0	0	0	0	0	0
Vasto lateral	0	0	0	0	0	0

Tabla 1. Cargas aplicadas sobre el fémur

## 6. RESULTADOS

Los parámetros del MRO se han ajustado a las características del sujeto. De todos los parámetros del modelo se han variado los tres parámetros más significativos: el estímulo de equilibrio  $\psi^*$ , el semiancho de la zona muerta  $w$ , y el factor de anisotropía  $\omega$ . Diferentes casos simulando 500 días de carga se han realizado para distintos conjuntos de valores de estos tres parámetros obteniéndose una distribución final de densidades para cada uno de los casos. Al cabo de estos 500 días el nivel de densidad promedio en el fémur se ha considerado que converge debido a que los cambios en la densidad son menores al 0.2%. En la figura 4 se muestra la convergencia de la densidad promedio para cada una de las diferentes simulaciones realizadas. Los valores de densidades obtenidos en los 400 elementos seleccionados aleatoriamente junto con los niveles de grises obtenidos del TAC se han introducido en una red neuronal de forma que el algoritmo devuelva el conjunto de los tres parámetros óptimos que proporcionan un mejor comportamiento del modelo. Esto es, que mejor se ajusta a los datos experimentales del TAC. Diversos estudios se pueden encontrar en la literatura que utilizan este tipo de procedimientos para estimar los parámetros del modelo [16,17]. Para la red neuronal se ha utilizado un algoritmo de propagación hacia atrás [18]. La propia red se ha definido de 3 capas donde la primera capa consta de 30 neuronas, la segunda de 20 y la tercera de 3.

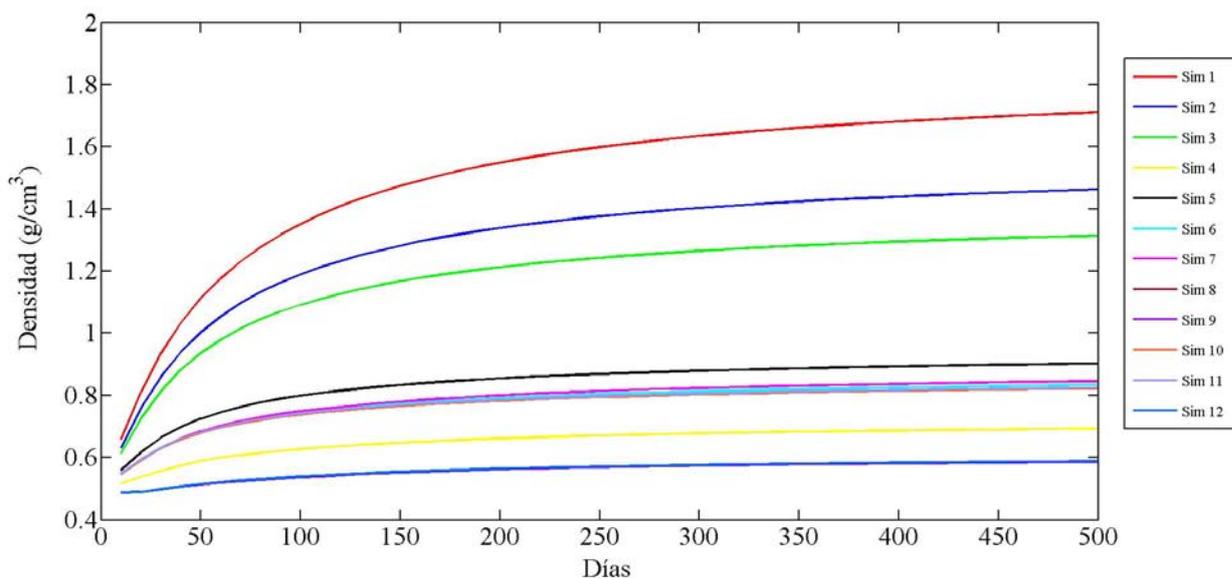


Figura 4. Evolución temporal de la densidad promedio en el fémur para 500 días simulados.

En la tabla 2 se muestran las distintas simulaciones realizadas y los valores de los parámetros ensayados. Se ha incluido en la última columna de la tabla el coeficiente de correlación lineal entre los valores de densidad en los centroides de los elementos del set de 400 elementos y el valor de gris correspondiente a las coordenadas de esos puntos en el TAC. En la figura 5 se muestran las rectas de regresión de cada una de las simulaciones.

Simulación	$\psi^*$ (MPa)	$w$ (%)	$\omega$	$R^2$
1	50	20	0.1	0.0973
2	80	20	0.1	0.1418
3	100	20	0.1	0.1529
4	250	20	0.1	0.2497
5	180	20	0.1	0.2979
6	200	20	0.1	0.2706
7	200	15	0.1	0.2965
8	200	25	0.1	0.2680
9	300	20	0.1	0.2051
10	200	20	0.05	0.2673
11	200	20	0.15	0.2847
12	200	20	0.2	0.2078

Tabla 2. Simulaciones realizadas y valor del coeficiente de correlación obtenido.

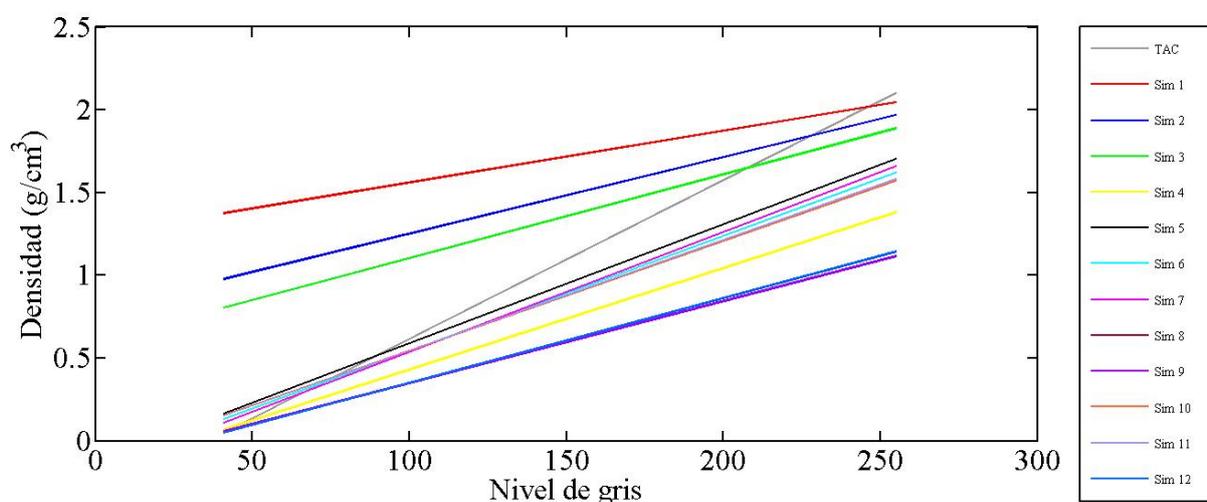


Figura 6. Rectas de correlación para las diferentes simulaciones realizadas.

En la figura 5 se muestran un ejemplo de distribución de densidad obtenida en la simulación 9 y una imagen del TAC en torno al fémur proximal.

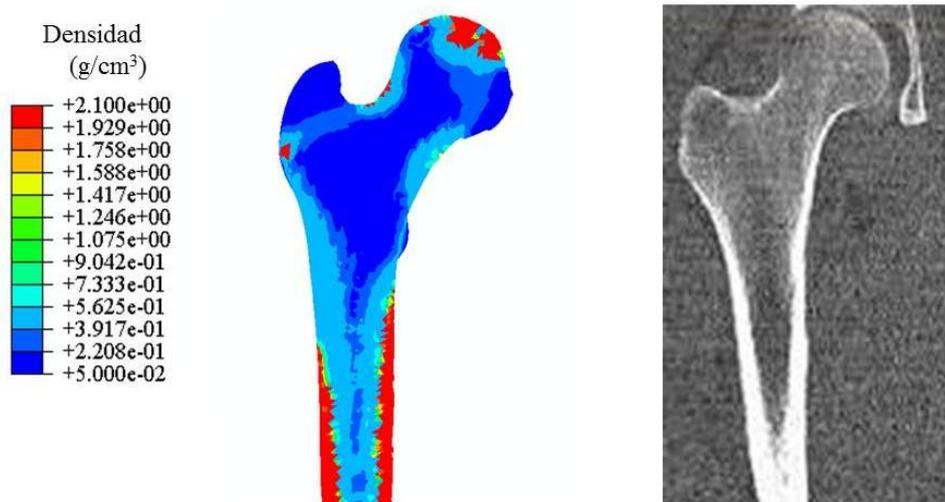


Figura 5. Distribución de densidades en el fémur proximal (izquierda) y nivel de grises obtenido el TAC (derecha).

Con todas estas simulaciones realizadas se ha entrenado la red neuronal utilizando un algoritmo de Levenberg-Marquardt. De todas las simulaciones se han tomado 10 para entrenar la red neuronal y se han dejado 2 para validar los resultados. La red se ha entrenado obteniendo un coeficiente de correlación  $R = 0.99987$ . Finalmente, los valores de los parámetros proporcionados por la red una vez entrenada son los mostrados en la tabla 3.

$\psi^*$ (MPa)	318.9837
$w$ (%)	56.0670
$\omega$	0.0518

Tabla 3. Valores de los parámetros del modelo obtenidos con la red neuronal.

## 7. CONCLUSIONES

En este trabajo se ha presentado un procedimiento para estimar los parámetros de un modelo de remodelación ósea interna aplicado a un fémur. El fémur ha sido sometido a las cargas propias de un ciclo de marcha. En ese sentido, en este trabajo se han distinguido las cargas en función de las distintas fases en las que se divide un ciclo de marcha. Las cargas aplicadas han sido estimadas a partir de medidas experimentales sobre un sujeto y los resultados han sido validados con los niveles de grises proporcionados por un TAC realizado sobre el mismo individuo. Los resultados preliminares muestran una buena distribución de densidades desde el punto de vista cualitativo. No obstante, es necesario realizar un mayor número de simulaciones para entrenar la red neuronal. Así mismo, la discordancia entre las correlaciones obtenidas y los resultados proporcionados por la red neuronal sugieren que el comportamiento del fémur es distinto en función de la zona que estemos estudiando. Debido a ello, en futuros trabajos se analizará el comportamiento de la metafisis y la diáfisis por separado. Además, para obtener una mejor distribución de densidades en el fémur distal se incluirán los músculos cuyos puntos de inserción están situados en esta zona y se estudiará la influencia de los mismos.

## 8. REFERENCIAS

- [1] G. Bergmann, G. Deuretzbacher, M. Heller, F. Graichen, A. Rohlmann, J. Strauss, G.N. Duda. Hip contact forces and gait patterns from routine activities. *J. Biomechanics*, 34(2001), 859-871.
- [2] C. Bitsakos, J. Kerner, I. Fisher, A.A. Amis. The effect of muscle loading on the simulation of bone remodelling in the proximal femur, *J. Biomechanics*, 38 (2005), 133-139.
- [3] H.J. Sommer III, N.R. Miller, G.J. Pijanowski. Three-dimensional osteometric scaling and normative modeling of skeletal segments, *J. Biomechanics*, 15 (1982), 171-180.
- [4] G.N. Duda, M. Heller, J. Albinger, O. Schulz, E. Schneider, L. Claes. Influence of muscle forces on femoral strain distribution. *J. Biomechanics*, 31 (1998), 841-846.
- [5] T.W. Lu, S.J. Taylor, J.J. O'Connor, P. Walker. Influence of muscle activity on the forces in the femur: an in vivo study. *J. Biomechanics*, 30(1997), 1101-1106.
- [6] R.A. Brand, D.R. Pedersen, J.A. Friederich. The sensitivity of muscle force predictions to changes in physiologic cross-sectional area, *J. Biomechanics*, 19 (1986), 589-596.
- [7] A. Seireg, R.J. Arvikar. The prediction of muscular load-sharing and joint forces in the lower extremities during walking. *J. Biomechanics*, 8(1975), 89-102.

- [8] M.O. Heller, G. Bergmann, G. Deuretzbacher, L. Dürselen, M. Pohl, L. Claes, N.P. Haas, G.N. Duda. Musculo-skeletal loading conditions at the hip during walking and stair climbing. *J. Biomechanics*, 34(2001), 883-893.
- [9] B.A. Behrens, I. Nolte, P. Wefstaedt, C. Stukenborg-Colsman, A. Bouguecha. Numerical investigations on the strain-adaptive bone remodeling in the periprosthetic femur: Influence of the boundary conditions. *BioMedical Engineering Online*, 8(2009), 1-9.
- [10] M. Doblaré, J.M. García-Aznar. Anisotropic bone remodelling model based on a continuum damage-repair theory, *J. Biomechanics*, 35 (2002), 1-17.
- [11] C.L. Vaughan, B.L. Davis, J.C. O'Connor. *Dynamics of human gait*. Kiboho Publishers, (1999).
- [12] A. Bouguecha, N. Wigel, S. Betancur-Escobar, I. Nolte, P. Wefstaedt, C. Stukenborg-Colsman, B.A. Behrens. Influence of assumed boundary conditions derived from mbs on numerically simulated strain-adaptive bone remodeling in the pelvis after total hip replacement. 5<sup>th</sup> European IFMBE Conference, (2011).
- [13] M.O. Heller, G. Bergmann, J.-P. Kassi, L. Claes, N.P. Haas, G.N. Duda. Determination of muscle loading at the hip joint for use in pre-clinical testing. *J. Biomechanics*, 38(2005), 1155-1163.
- [14] <https://simtk.org>. OpenSim.
- [15] J. Ojeda, R. Leberre, J. Martínez-Reina, J. Mayo. A 3-D model to estimate muscle forces during human gait. *The 2<sup>nd</sup> Joint International Conference on Multibody Dynamics Systems*, (2012).
- [16] G. Campolli, H. Weinans, A.A. Zadpoor. Computational load estimation of the femur. *J. Mech. Behavior of Biomedical Materials*, 10(2012), 108-119.
- [17] R. Hambli, H. Katerchi. Multiscale methodology for bone remodeling simulation using coupled finite element and neural network computation. *Biomech. Mod. In Mechanobiology*, 10(2011), 133-145.
- [18] S. Haykin. *Neural networks. A comprehensive foundation*. Prentice Hall, (2005).