

## **Unidades Hounsfield como instrumento para la evaluación de la desmineralización ósea producida por el uso de exoprótesis**

### **Hounsfield units as a tool for the evaluation of bone demineralization due to exoprosthesis use**

*Juan Fernando Ramírez Patiño<sup>1</sup>, Jéssica Andrea Isaza<sup>1</sup>, Isabela Mariaka<sup>1</sup>, Jaime Andrés Vélez Zea<sup>2\*</sup>*

<sup>1</sup> Mines Faculty, National University of Colombia. Ave 80 N.º. 65-223, M8-113 Building, 050041. Medellín, Colombia.

<sup>2</sup> Engineering Faculty, University of Antioquia. St 67 N.º. 53-108, of. 20-437, 050010. Medellín, Colombia.

(Recibido el 24 de agosto de 2011. Aceptado el 17 de enero 2013)

#### **Resumen**

Se realizó una comparación entre tres histogramas de Unidades Hounsfield (HU) generados a partir de imágenes obtenidas por tomografía axial computarizada (TAC) en diferentes partes de los fémures de amputados transfemorales unilaterales (cuello de la cabeza femoral, metáfisis, diáfisis). Los resultados muestran que hay una diferencia estadística significativa ( $p\text{-value} < 0,05$ ) entre las HU, en consecuencia también en la densidad mineral de los huesos amputado y sano del mismo individuo. La diferencia demuestra que el uso de exoprótesis genera desmineralización ósea, la cual está relacionada con el fenómeno de *stress shielding*.

----- *Palabras clave:* fémur, amputado transfemoral, densidad mineral, stress shielding

#### **Abstract**

A comparison between the healthy bone and the amputated bone of twenty unilateral transfemoral amputees was done by generating three Hounsfield Unit (HU) histograms at different parts of the femur (femoral head neck, metaphysis and diaphysis), based on images obtained by Computer Axial Tomography. The results show a significant statistical difference ( $p\text{-value} < 0.05$ ) of HU, which is reflected by the bone mineral density between the bones of amputated and healthy limb. These differences demonstrate that

---

\* Autor de correspondencia: teléfono: + 57 + 4 + 219 55 50, correo electrónico: javelezea@gmail.com. (J. Vélez)

the exoprosthesis use, generates bone demineralization which is also related with stress shielding phenomenon.

----- **Keywords:** femur, transfemoral amputee, mineral density, stress shielding

## Introducción

Una amputación de miembro inferior es un severo evento psicológico y físico en un paciente. Una solución protésica puede ser provista de acuerdo a los requerimientos geométricos y biomecánicos específicos de cada individuo. El uso de un dispositivo protésico no sólo incrementa la autonomía de los amputados sino que también mejora su calidad de vida. Sin embargo, el uso de prótesis modifica el flujo de fuerzas en el muñón, lo cual se ve reflejado principalmente en cambios sobre la composición biológica de los tejidos duros, el comportamiento de la piel y los tejidos subcutáneos.

La Tomografía Axial Computarizada (TAC) es una herramienta de diagnóstico en la cual las imágenes son generadas por rayos X. Estas imágenes generan una escala de grises de acuerdo al nivel de intensidad recibida por el receptor del Tomógrafo. Cada tejido tiene un nivel de absorción de radiación diferente, lo cual se refleja en el amortiguamiento de los rayos X que lo atraviesan. Este fenómeno es cuantificado por el tomógrafo y luego convertido en HU, las cuales están en un rango de -1,024 a 3,071, siendo 0 (cero) el valor para el agua [1]. El nivel de amortiguamiento es una función directa de la densidad del material [2], por lo cual es posible usar las HU para describir la distribución de la densidad material en zonas específicas.

Las propiedades mecánicas de los huesos están relacionadas con su estructura, composición y mineralización, y cada una de ellas está vinculada con la densidad del hueso [3 - 6]. La mineralización de la matriz y la porosidad del hueso cortical determina su densidad y también tiene una relación directa con el módulo elástico (Módulo de Young) [6, 7], lo cual también es válido para el hueso trabecular [8, 9]. Existen algunas referencias disponibles [3, 10, 11] donde

se establecen relaciones matemáticas entre densidad y propiedades mecánicas en el hueso.

Actualmente, el uso de simulaciones computacionales basadas en el Método de los Elementos Finitos (MEF) para establecer el estado de esfuerzo-deformación sobre tejidos biológicos es una práctica común. La precisión de los resultados obtenidos con esas simulaciones está directamente relacionada con la habilidad del investigador para reproducir de una manera precisa la geometría, las condiciones de borde y las propiedades mecánicas del fenómeno simulado. Para modelos biomecánicos, específicamente aquellos donde tejidos blandos y/o duros están involucrados; una de las variables de entrada más importantes para el MEF es la ecuación constitutiva usada para representar los tejidos. El uso de tomografía como herramienta para obtener valores acertados de densidad y luego relacionarlos con las propiedades mecánicas del hueso es un hecho común para modelos numéricos [10, 12, 13].

Esfuerzos mecánicos sobre el hueso estimulan la acción de los osteoblastos y pueden generar un incremento local de la densidad del hueso (osificación) [14], la cual está directamente relacionada con la rigidez del hueso [15, 16]. La capacidad del hueso para modificar su forma y estructura interior como respuesta al cambio en su estado de cargas es conocida como adaptación funcional por remodelación, también llamada Ley de Wolff [17]. El mecanismo exacto que regula la remodelación del hueso es aún objeto de estudio [18–20], pero se cree que bajo estímulo mecánico, la deformación en la matriz del hueso produce un flujo intersticial de un fluido en el sistema lacuno-canicular, lo cual genera esfuerzos cortantes sobre la membrana osteocítica, la cual es la encargada de regular la formación de nuevo tejido óseo (por los osteoblastos) y también de la reabsorción ósea (por los osteoclastos).

El uso de un sistema protésico modifica la distribución de los esfuerzos en los tejidos que están unidos y alrededor de la prótesis. Usualmente la rigidez de la prótesis es mayor que la del tejido original, por lo tanto la prótesis asume la mayor parte del estímulo mecánico y reduce su presencia sobre el hueso, lo cual produce un caso particular de remodelación ósea conocido como *Stress Shielding*.

El fenómeno de *stress shielding* ha sido estudiado como un efecto del uso de endoprótesis [11, 21]. Mientras que para exoprótesis, los estudios se han enfocado en establecer el estado de esfuerzos y deformaciones en el conjunto muñón – socket, principalmente para el caso de amputados transfemorales [22 – 32], sin embargo, no hay referencias relacionadas con el *stress shielding* como consecuencia del uso de exoprótesis.

La intención de este estudio es identificar el efecto de la amputación transfemoral y el uso de

prótesis externas sobre las unidades Hounsfield y por ende sobre la densidad del hueso. Teniendo en cuenta que la variación de este parámetro es más visible en sus valores máximos, se hizo una comparación entre el máximo valor en el miembro amputado y el máximo valor en el miembro sano del mismo sujeto.

## Metodología

Se tomaron imágenes detalladas de los miembros inferiores de veinte personas con amputación transfemoral unilateral, las características generales de estos pacientes se muestran en la tabla 1, todos ellos llevan una vida diaria activa y no presentan ninguna condición física, vascular, neurológica o psicológica que pueda alterar o modificar el resultado de este estudio. Los pacientes usan un socket sin apoyo distal, un pie tipo SACH y una prótesis monocéntrica mecánica de rodilla, no utilizan liner o media.

**Tabla 1** Características de los pacientes. P: Paciente, M: Masculino, F: Femenino, D: Derecha, I: Izquierda

<i>P</i>	<i>Edad</i>	<i>Tiempo de amputación [años]</i>	<i>Altura [cm]</i>	<i>Peso [kg]</i>	<i>Género</i>	<i>Miembro amputado</i>
1	37	9	176	72,0	M	I
2	43	15	175	71,0	M	I
3	39	7	177	91,5	M	I
4	65	1	165	83,8	M	D
5	41	4	175	67,9	M	D
6	55	8	171	70,0	M	I
7	58	24	167	73,6	M	I
8	50	2	163	58,7	M	D
9	35	6	176	74,0	M	I
10	23	6	167	72,0	F	I
11	49	28	170	67,7	M	I
12	71	23	164	64,7	F	I
13	33	3	162	59,0	M	D
14	47	5	168	59,0	M	D

<i>P</i>	<i>Edad</i>	<i>Tiempo de amputación [años]</i>	<i>Altura [cm]</i>	<i>Peso [kg]</i>	<i>Género</i>	<i>Miembro amputado</i>
15	40	20	176	85,2	M	D
16	32	4	171	81,0	M	I
17	22	2	168	75,3	M	D
18	59	7	169	78,0	M	I
19	44	2	172	57,0	M	D
20	49	42	161	64,5	F	D
<b>Media</b>	44,6 ±12,9	10,9 ±11,0	169,7 ±5,1	71,3 ±9,5	<i>M</i> : 17 <i>F</i> : 3	<i>D</i> : 9 <i>I</i> : 11

### Tomografía Computarizada

Los parámetros usados por el escáner para todos los pacientes fueron: tomógrafo Siemens/Emotion6 a 112mA, 130kV, 512x512pxl *matrix* con un tamaño de Pixel 0,758 mm, incremento de *slice* cada 1 mm e inclinación del Gantry 0,0°.

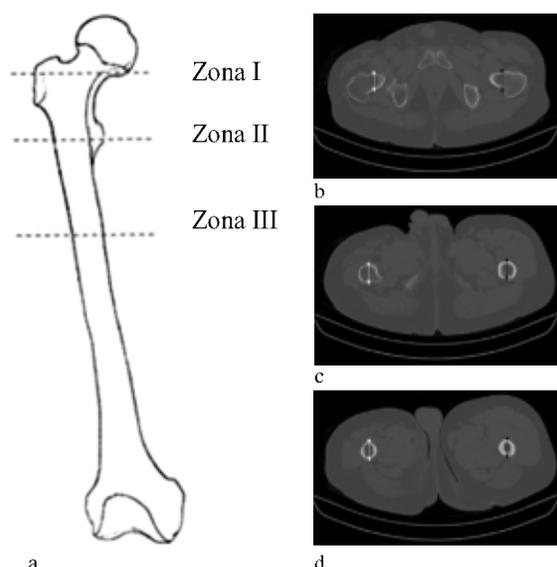
Para la obtención de las imágenes del TAC las personas fueron ubicadas en posición supina sobre la mesa del tomógrafo, no estaban usando su prótesis ni ningún otro elemento sobre el miembro residual, se verificó que ningún objeto externo interfiriera en la captura de las imágenes tomográficas de los fémures.

### Procesamiento de imágenes

Para hacer posible la comparación entre el fémur sano y el amputado, cada uno de los fémures se dividió en tres regiones definidas por:

- Zona I: cuello de la cabeza femoral.
- Zona II: metáfisis, justo abajo del trocánter menor.
- Zona III: cuarta parte proximal de la diáfisis.

Estas regiones se ilustran en la figura 1 y fueron seleccionadas porque son zonas donde típicamente el espesor de la componente cortical es mayor y hay una clara diferenciación entre el hueso y otros tejidos.



**Figura 1** a. Zonas seleccionadas para los histogramas b. *Slice* de la Zona I, c. *Slice* de la Zona II, d. *Slice* de la Zona III

Para procesar las imágenes de la tomografía se utilizó un código propio elaborado en el software matemático Matlab 7, capaz de separar las imágenes en una escala de grises asociada a los diferentes niveles de intensidad de los píxeles, un valor de HU es dado para cada pixel perteneciente al trayecto definido por un vector específico.

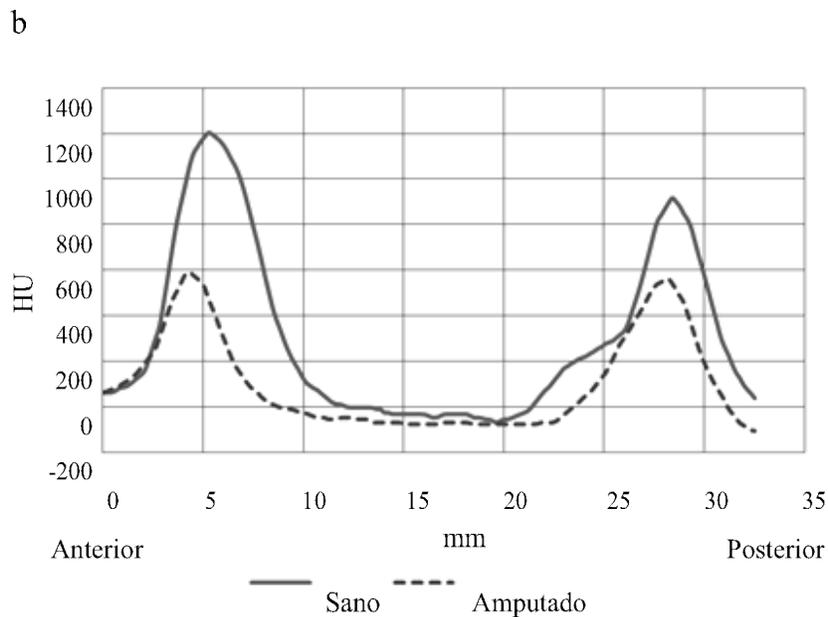
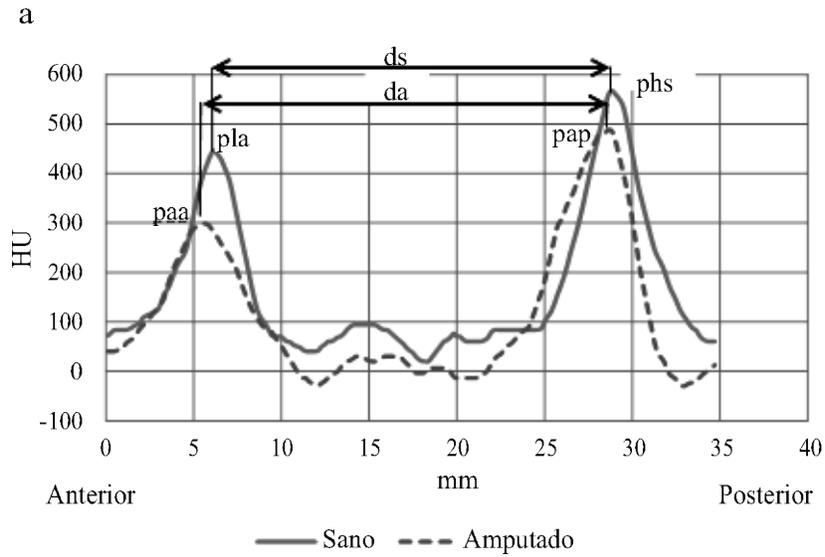
Considerando que la relación entre HU y la densidad mineral ósea es lineal, los datos de las HU pueden ser convertidos subsecuentemente a

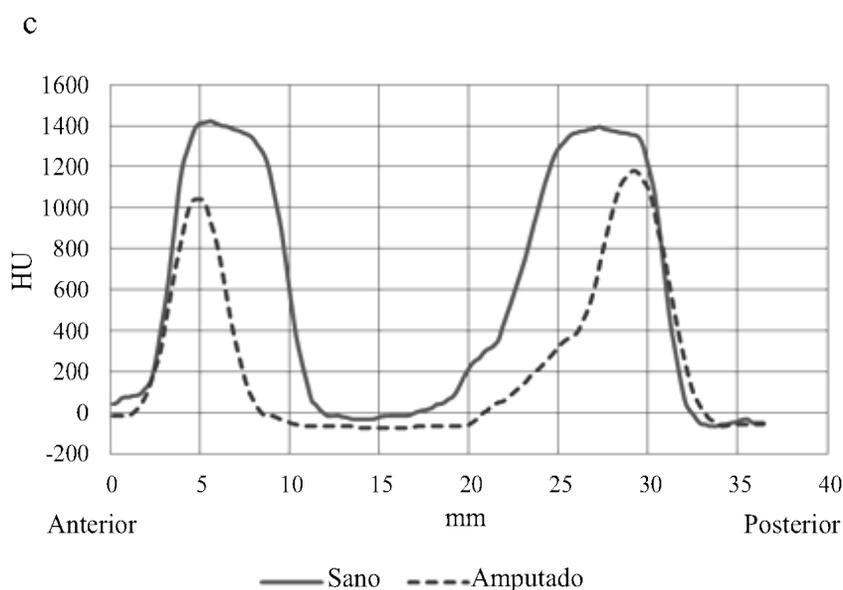
una densidad mineral ósea ( $\rho_{EQM}$ ) establecida por [33] usando la ecuación 1:

$$\rho_{EQM} = 0,0006822 \times HU - 0,00548 \text{ g/cm}^3 \quad (1)$$

Para cada zona específica del hueso, se generó un vector específico trazado en

dirección posterior-anterior del individuo como se muestra en la figura 1b. Usando las coordenadas y direcciones descritas por el vector, se levantan tres histogramas comparativos de HU (figura 2) para cada paciente, uno por cada zona.





**Figura 2** Histogramas de HU. a. ZONA I b. ZONA II, c. ZONA III

### Resultados

En la figura 2, se observan los tres histogramas obtenidos de las tomografías. En estos, la curva azul representa la variación de las HU en el fémur sano, y la curva punteada naranja representa la variación de las HU en el fémur amputado. En estos histogramas el eje horizontal representa la distancia en milímetros (mm) desde el inicio hasta el final del vector generado, y el eje vertical representa el valor de las HU.

En la tabla 2, se muestra un resumen de la media de los valores pico de las HU para los lados anterior y posterior, y la distancia entre picos, estos valores se comparan zona por zona. Para P20 no hay información relativa a la zona 3 puesto que el muñón era muy corto y éste no alcanzaba la cuarta parte proximal de la diáfisis. La media se hizo excluyendo los valores de P17 debido a que estos distorsionaban el resultado, puesto que éste tiene una endoprótesis metálica en su fémur.

**Tabla 2** Valores medios de las HU para cada zona en los fémures sanos y amputados

	ZONA	<i>pla</i>	<i>paa</i>	<i>psp</i>	<i>pap</i>	<i>ds</i>	<i>da</i>
<b>Media</b>	I	682,13	570,43	763,74	639,22	24,27	25,16
	II	1180,78	877,94	891,15	560,47	27,06	27,47
	III	1431,28	1041,26	1393,21	1056,64	21,67	25,45
<b>Desviación estándar</b>	I	187,66	250,28	183,78	201,43	2,07	2,70
	II	132,86	251,14	165,73	230,13	2,77	3,52
	III	88,16	346,09	47,16	218,20	8,22	3,55

\*pla: pico sano del lado anterior, paa: pico amputado del lado anterior, psp: pico sano del lado posterior, pap: pico amputado del lado posterior, ds: distancia entre picos sanos, da: distancia entre picos amputados

Las curvas de las HU obtenidas para todos los pacientes tienen una forma similar. Los 20 histogramas con la información completa de las zonas I, II y III fueron realizados (no se presentan). Los histogramas para el fémur sano se encuentran por encima de los histogramas para el fémur amputado, y esta forma se mantiene para todos los pacientes exceptuando el P17 y el P20. La media de las HU relacionada con el fémur sano en la Zona III es 1,6 y 3,8 veces la media de HU correspondiente a las Zonas I y II respectivamente.

### Discusión

El algoritmo desarrollado y usado, detecta claramente la presencia de hueso cortical y trabecular en la trayectoria del vector, las curvas con el doble pico ilustran la baja densidad mineral ósea para el hueso trabecular y la alta densidad mineral ósea para el hueso cortical.

Los valores pico de las HU para el fémur sano y amputado son asignados de acuerdo con la configuración real del hueso, donde la diáfisis tiene los valores más altos y el cuello los más bajos. En algunos casos, los valores obtenidos no son consistentes, específicamente los resultados del P17, el cual muestra en la Zona II y en la Zona III un valor mayor de densidad mineral ósea en el hueso amputado que en el sano. Este resultado puede deberse a una interferencia creada por una placa de fijación unida al hueso amputado. Para el P20 se observan huellas de una lesión epifisaria, la cual calcificó el hueso y distorsiona los resultados en el histograma.

Finalmente, en la Zona I hay cinco pacientes (P4, P8, P10, P13, P20) que presentan valores de HU mayores para el fémur amputado que para el sano. Estas variaciones pueden deberse a patologías congénitas o marcha patológica [34] causadas por la variación en la alineación del fémur respecto a la cadera, aumentando los esfuerzos en el cuello y cabeza femoral. Algunas patologías asociadas pueden ser limitaciones en la extensión de la cadera debidas a contracciones iliotibiales, aducción exagerada de la cadera, pseudo-aducción de la cadera o músculos

aductores actuando como substitutos de los flexores de la cadera [21].

El análisis estadístico en el software Minitab V.15 determinó que la media de las HU obtenidas de la muestra tiene una diferencia significativa ( $p$ -valor  $< 0,05$ ) entre el hueso sano y el amputado. El análisis de varianza entre los valores pico de las HU muestra que las medias obtenidas son 1146 para el fémur sano y 907 para el fémur amputado. Este análisis se hizo excluyendo los valores de HU del P17 ya que distorsionaba los resultados.

La visualización del espesor del fémur en las imágenes tomográficas puede verse afectada por la posición del paciente sobre la mesa del tomógrafo, puesto que el *slice* transversal del fémur sano puede estar en un plano diferente al del amputado y por esta razón las distancias vectoriales en los histogramas no son iguales para los fémures en ninguna de las zonas. Como resultado de lo anterior, algunos histogramas muestran las curvas desplazadas una respecto a la otra.

Un estudio futuro puede complementarse relacionando el tiempo de amputación de cada uno de los individuos con las HU obtenidas en cada zona y la desmineralización asociada a éstas, además, identificar y asociar patologías individuales específicas con la distribución de los esfuerzos y la relación de éstas con la desmineralización de los huesos. Y todo esto extenderlo a la comparación de las propiedades mecánicas representadas por el Módulo de Young.

### Conclusiones

Los valores HU más altos están asociados con la zona de la diáfisis (Zona III), mientras que los valores más bajos coinciden con el cuello de la cabeza femoral (Zona I), lo cual es coherente con la distribución real de la densidad mineral del hueso.

La relación directa que existe entre las HU y la densidad mineral ósea, permite afirmar que la diferencia de HU halladas entre el hueso sano y el amputado en las tres zonas, demuestran que

el uso de una exoprótesis puede generar *stress shielding* en el fémur amputado. Especialmente en amputados transfemorales, el uso de prótesis disminuye el estímulo mecánico sobre el hueso, lo que produce una desmineralización ósea.

En personas sanas, las cargas se transmiten a través del sistema óseo, mientras que en un amputado transfemoral que usa exoprótesis, las cargas se transmiten primero desde el socket al muñón a través del área de la interfaz de contacto y luego desde los tejidos blandos del muñón al fémur, lo que produce un estado de carga completamente diferente en el hueso residual.

Para evitar el *stress shielding*, el estado de carga en el fémur amputado debe ser similar al del hueso sano, por lo tanto se requiere una investigación más profunda para determinar el mecanismo óptimo para la transferencia de carga entre la exoprótesis y el muñón con el fin de replicar de la manera más fiel posible el estado de carga normal en el hueso.

## Referencias

1. C. Coolens, P. Childs, "Calibration of CT Hounsfield units for radiotherapy treatment planning of patients with metallic hip prostheses: the use of the extended CT-scale". *Phys Med Biol*. Vol. 48, No. 11, Jun. 2003, pp. 1591-1603.
2. www.TSID.net radiologia. [Online]. Available: <http://www.tsid.net/tac/fundamentos.htm>. [Accessed: 29-Jun-2012].
3. L. Duchemin, V. Bousson, C. Raossanaly, C. Bergot, J. Laredo, W. Skalli, D. Mitton, "Prediction of mechanical properties of cortical bone by quantitative computed tomography," *Med Eng Phys*, Vol. 30, No. 3, Apr. 2008. pp. 321-328.
4. J. Currey. "Physical characteristics affecting the tensile failure properties of compact bone." *J Biomech*, Vol. 23, No. 8, 1990. pp. 837-844.
5. R. Martin, J. Ishida. "The relative effects of collagen fiber orientation, porosity, density, and mineralization on bone strength." *Journal of Biomechanics*. Vol. 22, No. 5. 1989. pp. 419-426.
6. M. Schaffler, D. Burr. "Stiffness of compact bone: Effects of porosity and density." *Journal of Biomechanics*. Vol. 21, No. 1, 1988, pp. 13-16.
7. P. Roschger, E. Paschalis, P. Fratzl, K. Klaushofer, "Bone mineralization density distribution in health and disease," *Bone*. Vol. 42. 2008. pp. 456-466.
8. T. Keaveny, E. Morgan, G. Niebur, O. Yeh, "Biomechanics of trabecular bone," *Annu Rev Biomed Eng*. Vol. 3. 2001. pp. 307-333.
9. E. Morgan and T. Keaveny, "Dependence of yield strain of human trabecular bone on anatomic site," *J Biomech*. Vol. 34. 2001. pp. 569-577.
10. B. Helgason, E. Perilli, E. Schileo, F. Taddei, S. Brynjólfsson, M. Viceconti. "Mathematical relationships between bone density and mechanical properties: a literature review," *Clin Biomech (Bristol, Avon)*. Vol. 23. 2008. p. 135-146.
11. M. Joshi, S. Advani, F. Miller, M. Santare, "Analysis of a femoral hip prosthesis designed to reduce stress shielding." *J Biomech*. Vol. 33. 2000. pp. 1655-1662.
12. T. Kaneko, J. Bell, M. Pejčić, J. Tehranzadeh, J. Keyak, "Mechanical properties, density and quantitative CT scan data of trabecular bone with and without metastases." *J Biomech*. Vol. 37. 2004. pp. 523-530.
13. S. Pettersen, T. Wik, B. Skallerud, "Subject specific finite element analysis of stress shielding around a cementless femoral stem." *Clin Biomech (Bristol, Avon)*. Vol. 24. 2009. pp. 196-202.
14. A. Completo, P. Talaia, F. Fonseca, J. Simões. "Relationship of design features of stemmed tibial knee prosthesis with stress shielding and end-of-stem pain." *Materials & Design*. Vol. 30. 2009. pp. 1391-1397.
15. C. Engh, J. Bobyn. *Biological Fixation in Total Hip Arthroplasty*. illustrated ed. Slack, 1985.
16. C. Engh, J. Bobyn, A. Glassman. "Porous-coated hip replacement. The factors governing bone ingrowth, stress shielding, and clinical results." *J Bone Joint Surg Br*. Vol. 69. 1987. pp. 45-55.
17. J. Wolff. *Das Gesetz der Transformation der Knochen: Hirschwald, Berlin 1892 - Reprint 300 Seiten - Mit vier Nachworten und historischen Dokumenten*. 1, Auflage. Pro Business, 2010.
18. K. Tsubota, Y. Suzuki, T. Yamada, M. Hojo, A. Makinouchi, T. Adachi. "Computer simulation of trabecular remodeling in human proximal femur using large-scale voxel FE models: Approach to understanding Wolff's law." *Journal of Biomechanics*. Vol. 42. 2009. pp. 1088-1094.
19. A. Taiji, T. Yoshihiro, S. Hiroshi, T. Masao. "Simulation of Trabecular Surface Remodeling based on Local

- Stress Nonuniformity.” *JSME international journal. Series C, Mechanical systems, machine elements and manufacturing*. Vol. 40. 1997. pp. 782-792.
20. F. Gerhard, D. Webster, G. van Lenthe, R. Müller. “In silico biology of bone modelling and remodelling: adaptation.” *Philos Transact A Math Phys Eng Sci*. Vol. 367. 2009. pp. 2011-2030.
  21. J. Bobyn, E. Mortimer, A. Glassman, C. Engh, J. Miller, C. Brooks. “Producing and avoiding stress shielding. Laboratory and clinical observations of noncemented total hip arthroplasty.” *Clin. Orthop. Relat. Res.*, No. 274. 1992. pp. 79-96.
  22. X. Jia, M. Zhang, X. Li, W. C. Lee. “A quasi-dynamic nonlinear finite element model to investigate prosthetic interface stresses during walking for trans-tibial amputees.” *Clinical Biomechanics*. Vol. 20. 2005. pp. 630-635.
  23. M. Zhang C. Roberts. “Comparison of computational analysis with clinical measurement of stresses on below-knee residual limb in a prosthetic socket.” *Med Eng Phys*. Vol. 22. 2000. pp. 607-612.
  24. M. Zhang, M. Lord, A. Turner-Smith, V. Roberts. “Development of a non-linear finite element modelling of the below-knee prosthetic socket interface.” *Med Eng Phys*. Vol. 17. 1995. pp. 559-566.
  25. C. Lin, C. Chang, C. Wu, K. Chung, I. Liao. “Effects of liner stiffness for trans-tibial prosthesis: a finite element contact model.” *Med Eng Phys*. Vol. 26. 2004. pp. 1-9.
  26. S. Zachariah J. Sanders. “Finite element estimates of interface stress in the trans-tibial prosthesis using gap elements are different from those using automated contact.” *J Biomech*. Vol. 33. 2000. pp. 895-899.
  27. W. Lee, M. Zhang, X. Jia, J. Cheung. “Finite element modeling of the contact interface between trans-tibial residual limb and prosthetic socket.” *Med Eng Phys*. Vol. 26. 2004. pp. 655-662.
  28. S. Portnoy, I. Siev, N. Shabshin, A. Kristal, Z. Yizhar, A. Gefen. “Patient-specific analyses of deep tissue loads post transtibial amputation in residual limbs of multiple prosthetic users.” *J Biomech*. Vol. 42. 2009. pp. 2686-2693.
  29. X. Jia, M. Zhang, W. Lee, “Load transfer mechanics between trans-tibial prosthetic socket and residual limb—dynamic effects.” *Journal of Biomechanics*. Vol. 37. 2004. pp. 1371-1377.
  30. S. Portnoy, G. Yarnitzky, Z. Yizhar, A. Kristal, U. Oppenheim, I. Siev-Ner, A. Gefen. “Real-Time Patient-Specific Finite Element Analysis of Internal Stresses in the Soft Tissues of a Residual Limb: A New Tool for Prosthetic Fitting.” *Annals of Biomedical Engineering*. Vol. 35. pp. 2007. 120-135.
  31. M. Faustini, R. Neptune, R. Crawford. “The quasi-static response of compliant prosthetic sockets for transtibial amputees using finite element methods.” *Med Eng Phys*. Vol. 28. 2006. pp. 114-121.
  32. W. Lee M. Zhang. “Using computational simulation to aid in the prediction of socket fit: a preliminary study.” *Med Eng Phys*. Vol. 29. 2007. pp. 923-929.
  33. Z. Yosibash, N. Trabelsi, C. Milgrom. “Reliable simulations of the human proximal femur by high-order finite element analysis validated by experimental observations.” *J Biomech*. Vol. 40. 2007. pp. 3688-3699.
  34. J. Sánchez. *Biomecánica de la marcha humana normal y patológica*. Instituto de Biomecánica. IMPIVA Generalitat Valenciana. Valencia, España. 2005.