

Libro de Resúmenes de la
**VIII Reunión Anual del
Capítulo Nacional
Español de la Sociedad
Europea de Biomecánica**

Castelló de la Plana

22-23 de noviembre de 2018

Organiza



Grupo de
Biomecánica
y Ergonomía

Patrocina



**GENERALITAT
VALENCIANA**

Conselleria d'Educació,
Investigació, Cultura i Esport

Colaboran



UNIVERSITAT
JAUME I
Escola Superior de Tecnologia
i Ciències Experimentals · ESTCE
Departament d'Enginyeria Mecànica
i Construcció



UNIVERSITAT
JAUME I
Escola Superior de Tecnologia
i Ciències Experimentals · ESTCE



Ajuntament de Castelló
Turisme



PATRONATO PROVINCIAL DE TURISMO





VIII Reunión del Capítulo Español de la
Sociedad Europea de Biomecánica

Libro de Resúmenes de la VIII Reunión del Capítulo Español de la Sociedad Europea de Biomecánica

Celebrada en Castellón del 22 al 23 de Noviembre de 2018

Editado por:

*Joaquín L. Sancho Bru
Margarita Vergara Monedero
José Vicente García Ortiz
Verónica Gracia Ibáñez*

*Grupo de investigación de Biomecánica y Ergonomía
Universitat Jaume I*

Impreso por: Versión digital descargable

ISBN: 978-84-09-06674-2.

Depósito legal: No procede de conformidad con Real Decreto 635/2015 Artículo 6, punto b

Índice

Comité organizador	9
Comité científico	10
Carta abierta	11
Programa General del congreso	13
Programa detallado	14
Resúmenes de las ponencias	
<i>Sesión 1a</i>	
Simulación predictiva de la marcha asistida para la personalización de ortesis activas para lesionados medulares. M. Febrer-Nafria, R. Pallarès-López, J.M. Font-Llagunes.	16
Sollerman Hand Function Test: estudio cinemático en base a acciones de vida diaria. V. Gracia-Ibáñez, J.L. Sancho-Bru, M. Vergara, A. Roda-Sales, N.J. Jarque-Bou.	18
Multivariate analysis of Osteoarthritic Gait: Preliminary analysis of HOLOA project. S. Tassani, L. Tio, F. Castro, J. Monfort, J.C. Monllau, M.A. Gonzalez Ballester, J. Noailly.	20
Estudio de la función de los músculos del antebrazo durante AVD. N.J. Jarque-Bou, V. Gracia-Ibáñez, M. Vergara, J.L. Sancho-Bru.	22
Análisis de la Marcha en Rehabilitación Diseñando Informes con Mayor Utilidad Clínica. J. Marin, J. de la Torre, A. Moreno, J.C. Aragüés, J.J. Marin.	24
<i>Sesión 1b</i>	
Layer-specific failure mechanics of thoracic and abdominal aorta and related constitutive modeling. J. A. Peña, M.A. Martínez, E. Peña.	26
Fractura a compresión en probetas de hueso trabecular vertebral de cerdo. R. Belda, M. Palomar, L. Gómez, A. Vercher-Martínez, E. Giner.	28
Caracterización del comportamiento mecánico de la mama in vivo. S. Martínez-Sanchis, M.J. Rupérez, J.A. Romero-Martín, A. Pérez-González, C. Monserrat.	30
Estudio de la influencia de la segmentación de probetas de hueso trabecular en la morfometría y respuesta mecánica modelada mediante elementos finitos. L. Gómez, R. Belda, M. Palomar, E. Giner.	32
Role of oxygen concentration in cell behavior: A finite element model. P. Urdeix, S. Jamaledin Mousavi, M.H. Doweidar.	34

Sesión 2a

- Breastcare: Desarrollo de un algoritmo diagnóstico multimodal incluyendo la PET-RM para el diagnóstico precoz y monitorización del cáncer de mama. M.J. Rupérez, J.A. Solves-Llorens, J. Martínez-Gabis, S. Martínez-Sanchis, J.A. Romero-Martín, A. Pérez-González, C. Monserrat. 36
- Evaluación de la estabilidad estructural de vertebras con metástasis a partir de imágenes médicas mediante el Cartesian grid finite element method – cgFEM. A.F. Benavides, O.A. González Estrada, E. Nadal, E. Arana, J.J. Ródenas. 38
- Desarrollo de una herramienta de software para la evaluación automática del riesgo de fractura de cadera basada en modelos biomecánicos paciente-específico. E. Villamor, J.A. Romero-Martín, C. Monserrat, M.J. Rupérez. 40
- Estudio del remodelado óseo mediante elementos finitos de mallas cartesianas (cgFEM). O.M. León, E. Nadal, O.A. González-Estrada, J.M. Navarro-Jiménez, J. Albelda, J.J. Ródenas. 42

Sesión 2b

- Evaluación experimental del alargamiento en la regeneración ósea. P. Blázquez, J. Mora-Macías, J. Domínguez, J. Martínez-Reina, J. Morgaz, E. Reina-Romo. 43
- Evaluación y comparación del antropomorfismo de manos artificiales. I. Llop Harillo, A. Pérez González. 45
- Análisis de la progresión del daño macroscópico en la interfase menisco-sutura tras reparación de la raíz: estudio biomecánico en modelo porcino. A. Pérez de la Blanca, M. Prado-Novoa, B. Estebanez, F. Nadal. 47
- Optimización de equipos de medida de fuerza para la distracción osteogénica en ovejas. P. Blázquez, M. Sánchez-Raya, J. Mora-Macías, J.A. Gómez-Galán, J. Domínguez, E. Reina-Romo 49

Sesión 3a

- Desarrollo de un nuevo protocolo de marcadores para el cálculo de la cinemática 3D en la práctica del ciclismo. Estudio piloto. E. Martín-Sosa, A. Durán, E. Soler-Vizán, G. Chamorro-Moriana, J. Mayo, J. Ojeda. 51
- Efecto del uso de guantes instrumentados en la destreza durante la manipulación. A. Roda-Sales, V. Gracia-Ibáñez, M. Vergara, J.L. Sancho-Bru. 53
- Determinación de las fuerzas 3D involucradas en el pedaleo mediante dispositivos de adquisición inalámbricos de bajo coste. A. Durán, I. Alvarado, V. Chaves, J. Mayo, J. Ojeda. 55
- Validación del uso del sistema Leap Motion para el registro de los ángulos de flexión de la mano. A. Mestre-Vicente, A. Roda-Sales, V. Gracia-Ibáñez, M. Vergara, J.L. Sancho-Bru. 57

Termografía aplicada en la periodización y la cuantificación de la carga en el ciclismo: Resultados preliminares. A. Gandía, J.I. Priego, R. Cibrián, R. Salvador. 59

Sesión 3b

Propiedades ultrasónicas del cizallamiento acústico de muestras ex vivo de hígado animal. I.H. Faris, A. Callejas, J. Torres, J. Melchor, G. Rus. 61

Obtención y aplicación de condiciones de contorno del hígado por registro blando entre pares espiración-inspiración. O.J. Pellicer-Valero, S. Martínez-Sanchis, J.D. Martín-Guerrero, M.J. Rupérez. 63

Selección del modelo viscoelástico de ondas de torsión más plausible para tejido cervical. A. Callejas, J. Melchor, I.H. Faris, J. Torres, G. Rus. 65

Hueso cortical: Caracterización mecánica y análisis basado en técnicas multiescala. J. Mora-Macías, J.A. Sanz-Herrera, E. Reina-Romo, J. Domínguez, M. Doblaré. 67

Sesión 4- Premiados

Modelado de la fractura en hueso cortical considerando su microestructura heterogénea mediante el método Phantom Nodes. M. Marco, R. Belda, M.H. Miguélez, E. Giner. 69

Linear elastic micro-finite element model of trabecular bone using Euler's critical stress to model buckling bone's failure. I. Cuenca, M. Pani, M.A. Gonzalez Ballester, J. Noailly, S. Tassani. 71

Índice de movilidad de una mano protésica basado en el índice de Kapandji modificado. C. Corella Mora, A. Pérez González, I. Llop Harillo. 73

Simulación de la co-actuación ortesis-FES en entornos CAE para el diseño integrado de exoesqueletos de rehabilitación. G. Rodríguez, F. Romero, J. Barrios-Muriel, F.J. Alonso. 75

Sesión 5a

Estudio computacional y experimental de estructuras porosas de titanio orientadas a la reconstrucción de grandes defectos óseos. A. Yáñez, A. Cuadrado, O. Martel, H. Afonso, D. Monopoli. 77

Diseño y desarrollo de prótesis pediátricas de miembro superior orientado a la estética y el diseño afectivo. V. Bayarri Porcar, M. Vergara, A. Pérez-González. 79

Sobre la optimización de prótesis de cadera mediante optimización topológica. E. Nadal, G. Cortés, A.M. Pedrosa, M.P. Vila-Tortosa, J.J. Ródenas. 81

Plataforma automática de control de manos Antropomórficas y Robóticas (PACMAR). J.V. García-Ortiz, M.C. Mora, A. Pérez-González, J. Cantero-Ramis. 83

Efecto de la configuración de la calota de un casco de combate sobre el trauma encefálico en impacto balístico. M. Palomar, E. Lozano-Mínguez, E. Giner. 85

Sesión 5b

Estudio de la corrosión de aleaciones de magnesio en sangre mediante dinámica de fluidos computacional. J. Sierra-Pallares, J. Muñoz Paniagua, A. Pozo-Álvarez, J. García, F. Castro. 87

Estudio del campo fluido en un modelo de aurícula y orejuela izquierdas. A. Pozo-Álvarez, J. Sierra-Pallares, J. García, J. Muñoz Paniagua, F. Castro. 89

Estudio in vitro de mineralización de osteoblastos en dispositivos de microfluídica. P. Alamán, G. Nasello, M.A. Pérez, J.M. García. 91

Modelado mecanobiológico del crecimiento de placa de ateroma en arteria carótida. P. Hernández, M. Cilla, M.A. Martínez, E. Peña. 93

Comité **organizador**

Joaquin L. Sancho Bru (Co-chairman)

Margarita Vergara Monedero (Co-chairman)

Antonio Pérez González

F. Javier Andrés de la Esperanza

Marta C. Mora Aguilar

Verónica Gracia Ibáñez

José Vicente García Ortiz

M. Jesús Agost Torres

Alba Roda Sales

Néstor Jarque Bou

Immaculada Llop Harillo

Comité científico

Angel Alberich-Bayarri	Instituto de Investigación Sanitaria La Fe
Francisco Javier Alonso Sanchez	Universidad de Extremadura
Javier Cuadrado Aranda	Universidad de la Coruña
Josep Maria Font Llagunes	Universitat Politècnica de Catalunya
José Manuel García Aznar	Universidad de Zaragoza
Eugenio Giner Maravilla	Universitat Politècnica de València
José María Goicolea	Universidad Politécnica de Madrid
Sebastian Idelsohn	Biomechanics - eHealth Unit. Eurecat
Miguel Ángel Martínez Barca	Universidad de Zaragoza
Juana Mayo Núñez	Universidad de Sevilla
Carlos Monserrat Aranda	Universitat Politècnica de València
Jérôme Noailly	Institut de Bioenginyeria de Catalunya (IBEC)
Estefanía Peña Baquedano	Universidad de Zaragoza
M^a Ángeles Pérez Ansón	Universidad de Zaragoza
Antonio Pérez González	Universitat Jaume I
José Luis Peris Sierra	Instituto de Biomecánica de Valencia
María Prado Novoa	Universidad de Málaga
María José Rupérez Moreno	Universitat Politècnica de València
Guillermo Rus Carlborg	Universidad de Granada
Alejandro Yáñez Santana	Universidad de las Palmas de Gran Canaria

Carta **abierta**

El Capítulo Nacional Español de la Sociedad Europea de Biomecánica (ESB) se crea el 6 de Julio de 2011 como representación local de la sociedad.

La misión principal del Capítulo es poner en contacto a profesionales e investigadores que desarrollan su labor en el ámbito de la Biomecánica, potenciar la colaboración universidad-clínica-empresa y fomentar la divulgación y promoción de los estudios e investigaciones en Biomecánica en España.

La siete primeras reuniones del Capítulo Nacional tuvieron lugar en Zaragoza, Sevilla, Barcelona, Valencia, Madrid, Badajoz y Sevilla, respectivamente. Además de la calidad científica de los trabajos que se presentaron, estos eventos marcaron pautas importantes: en la primera reunión tuvieron lugar las elecciones del primer Comité Ejecutivo, y en la segunda se dedicó un espacio importante y fructífero a la transferencia de tecnología en biomecánica, además de instaurarse los premios como reconocimiento a la calidad científica del trabajo de los miembros del Capítulo.

La VIII Reunión se celebró en Castellón los días 22 y 23 de Noviembre de 2018, en la Universitat Jaume I. Previamente a las sesiones de ponencias se impartió un curso sobre análisis de la marcha humana mediante videogrametría. La Mesa Redonda de la reunión se centró en Proyectos Europeos. Los ponentes invitados (M^a Angeles Pérez del M2BE de la Universidad de Zaragoza, Jérôme Noailly del BCN MedTech de la Universitat Pompeu Fabra, Sebastian Idelsohn del eHealth Unit de eurecat e Isabel Giménez de la Oficina de Proyectos Europeos e Internacionales de la Universitat Jaume I) hablaron de sus experiencias en la solicitud, evaluación y gestión de proyectos y otras acciones de investigación en el ámbito europeo.

En la línea de las reuniones precedentes, los objetivos de la reunión fueron:

- Presentar las líneas de trabajo de los diferentes grupos españoles en el ámbito de la Biomecánica.
- Promocionar el Capítulo Nacional y la Sociedad Europea de Biomecánica dentro de otros grupos españoles cuya investigación se encuentra en el contexto de la Biomecánica.
- Favorecer la creación de colaboraciones entre los distintos grupos que trabajan en Biomecánica en España.
- Servir de marco de encuentro con clínicos, médicos y profesionales con interés en la Biomecánica.
- Presentar los avances y nuevas iniciativas desde el Comité Ejecutivo y recoger las opiniones de los miembros del Capítulo para establecer el plan de ruta para el año siguiente.

Programa **general**

9:30-13:00	Curso
15:00-15:30	Entrega de documentación
15:30-16:00	Bienvenida
16:00-17:15	Sesiones 1a y 1b
17:15-17:45	Café
17:45-18:45	Sesiones 2a y 2b
18:45-20:00	Mesa redonda
20:00-20:45	Asamblea general
21:00-22:00	Cena

9:00-10:15	Sesiones 3a y 3b
10:15-10:45	Café
10:45-11:45	Sesión 4 - Premiados
11:55-13:10	Sesiones 5a y 5b
13:20-13:40	Clausura
14:00-15:30	Comida

Resúmenes de **las ponencias**

Simulación predictiva de la marcha asistida para la personalización de ortesis activas para lesionados medulares

Míriam Febrer-Nafria¹, Roger Pallarès-López¹, Josep M. Font-Llagunes¹

¹ Laboratorio de Ingeniería Biomecánica (BIOMEC), Universitat Politècnica de Catalunya, España, [miriam.febrer, josep.m.font]@upc.edu, roger.pallares@estudiant.upc.edu

Introducción

Los autores están trabajando en la personalización de un nuevo concepto de ortesis activa ligera y de bajo coste para la asistencia de la marcha de personas con lesión medular (LM). El dispositivo está diseñado para pacientes sin función motora a nivel de rodilla y tobillo. El dispositivo desarrollado (Fig. 1a) consiste en tres componentes modulares: un sistema de actuación (motor y transmisión Harmonic Drive) en la rodilla, una unidad de medición inercial (IMU) en la zona tibial, y una mochila que contiene los componentes electrónicos y la alimentación¹. El sistema de actuación y la IMU se instalan sobre soportes ortopédicos pasivos estándar, que generalmente poseen los pacientes. El algoritmo de control de la ortesis se implementa en dos capas. La interna consiste en un controlador PID que mantiene la rodilla extendida durante la fase de apoyo y sigue una trayectoria predefinida de flexión-extensión durante la fase de balanceo. Para detectar cuando debe lanzarse el ciclo de flexión-extensión al inicio del balanceo, se usa un algoritmo externo basado en las medidas de la IMU. La personalización se hará escogiendo la mejor estrategia de control para el motor de la rodilla, usando simulación predictiva de la marcha que combina modelos biomecánicos adaptados al paciente y predicciones mediante control óptimo. En este trabajo, se describe una formulación basada en el método de control óptimo de colocación directa para obtener un movimiento de marcha que reproduce medidas experimentales de forma dinámicamente consistente.

Material y métodos

Se ha capturado la marcha de un paciente (39 años, 72 kg, 1,71 m) con LM incompleta de nivel T11. El paciente utilizó un par de ortesis pasivas y muletas como soportes de asistencia para la marcha (Fig. 1b). La captura del movimiento se ha realizado con 43 marcadores reflectantes y 12 cámaras de infrarrojos (Natural Point, OptiTrack FLEX:V100, frecuencia de muestreo 100 Hz). Las fuerzas de contacto pie-suelo se han determinado mediante dos placas de fuerza (AMTI, AccuGait, frecuencia de muestreo 100 Hz) y las fuerzas de contacto muleta-suelo se han medido usando muletas instrumentadas.

El modelo dinámico a nivel esquelético se ha desarrollado en OpenSim² partiendo del modelo 3D de cuerpo entero presentado en la Ref.³. El modelo se ha

escalado a las dimensiones del paciente usando la herramienta de escalado de OpenSim. Las ortesis y las muletas se han modelado unidas rígidamente a los segmentos de la pierna y del antebrazo, respectivamente (Fig. 1c). Las trayectorias de los marcadores y las fuerzas de contacto pie-suelo y muleta-suelo se han usado como entradas de las herramientas de OpenSim de Cinemática Inversa y Dinámica Inversa. Los resultados se han usado para definir las curvas experimentales de referencia requeridas en el problema de control óptimo.

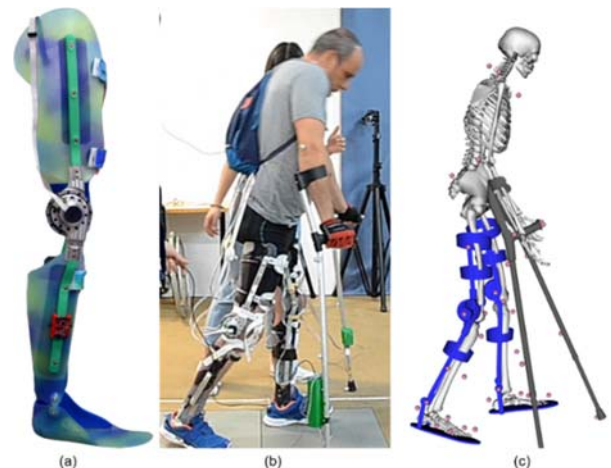


Figura 1: (a) Prototipo de ortesis activa. (b) Paciente con LM llevando un par de ortesis activas. (c) Modelo computacional del paciente con ortesis y muletas.

Se ha formulado un problema de control óptimo de colocación directa para obtener un movimiento dinámicamente consistente a partir de los datos experimentales del movimiento. La consistencia dinámica requiere eliminar las fuerzas y momentos residuales que actúan en la pelvis (que es el sólido base) y seguir a su vez la trayectoria de los marcadores experimentales, cumpliendo las ecuaciones de la dinámica del sistema^{4,5}.

El problema de control óptimo se ha formulado como un problema de seguimiento de datos experimentales. Los estados son las coordenadas (x), velocidades (v) y aceleraciones articulares (a); y los controles son las sobreaceleraciones articulares o jerks (j). La función de coste consiste en minimizar las diferencias al cuadrado entre coordenadas articulares resultado de la predicción y las experimentales, y también las sobreaceleraciones al cuadrado (Eq. 1). Las restricciones dinámicas son relaciones simples entre las variables de diseño (Eq. 2). Las ecuaciones del

movimiento del sistema multicuerpo se han obtenido de OpenSim, y se solucionan de forma implícita introduciéndolas como restricciones, donde se impone a las fuerzas y momentos residuales (Res) estar dentro de una tolerancia ε (Eq. 3). No se han incluido modelos de contacto pie-suelo y muleta-suelo en la formulación, sino que se han aplicado al modelo las fuerzas de contacto experimentales. Para asegurar el posicionamiento correcto del pie y la muleta al contactar con el suelo, se han incluido restricciones que limitan el error entre las posiciones de algunos marcadores (de los pies y las muletas) experimentales y en el modelo.

$$[MIN] \int [(x - x_{exp})^2 + (j)^2] dt \quad (1)$$

$$[\dot{x}, \dot{v}, \dot{a}] = [v, a, j] \quad (2)$$

$$-\varepsilon \leq Res \leq \varepsilon \quad (3)$$

El problema de control óptimo se ha resuelto mediante GPOPS-II, un programa que sirve para solucionar problemas de control óptimo de varias fases⁶.

Resultados y discusión

Se ha obtenido una solución óptima donde las coordenadas articulares se modifican ligeramente respecto a sus valores experimentales (Fig. 2) y las fuerzas y momentos residuales se reducen considerablemente (Tab. 1). Esto nos permite obtener una solución dinámicamente consistente, eliminando los errores debidos a la discrepancia entre el movimiento del modelo y las fuerzas de contacto pie-suelo medidas.

La media del RMSE de los ángulos articulares es 4,5° y de las traslaciones de la pelvis 2,3 cm, con lo que se puede afirmar que la solución obtenida representa bien el movimiento de marcha que se ha capturado en el laboratorio.

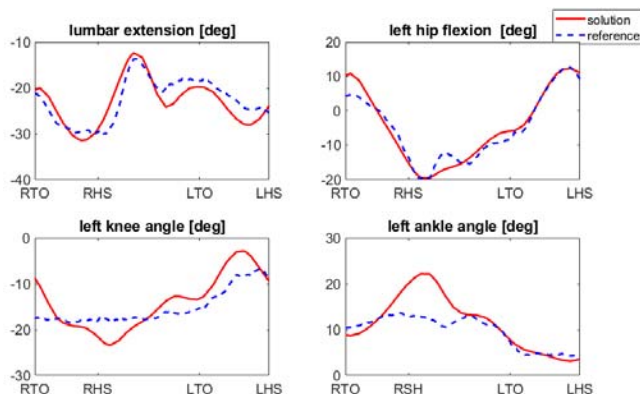


Figura 2: Ángulos articulares en el plano sagital del torso y pierna izquierda (en azul y discontinua, valores experimentales; en rojo y continua, solución obtenida). R/LTO y R/LHS indican despegue del pie ("Toe off") y golpe de talón ("Heel strike") derecho (R, "right") e izquierdo (L, "left), respectivamente.

Tabla 1: (1) RMS de los residuos obtenidos usando los datos de referencia. Los RMS de las fuerzas están expresados en N y los RMS de los momentos están expresados en Nm. Los ejes son: x anterior-posterior, y vertical, z lateral-medial. (2) RMS de los residuos obtenidos en la solución óptima. Unidades y ejes como en (1). (3) Reducción del RMS en %

	Fx	Fy	Fz	Mx	My	Mz
(1)	7.62	33.17	14.00	1.60	6.25	0.96
(2)	1.00	4.87	1.00	0.10	0.10	0.10
(3)	86.88	85.29	92.85	93.76	98.40	89.68

Conclusión

En este trabajo se ha presentado una formulación de control óptimo que permite obtener movimientos dinámicamente consistentes de la marcha patológica de un paciente con LM asistida con ortesis pasivas y muletas.

Esta formulación se extenderá en trabajos próximos para poder predecir la marcha de un paciente con LM asistida con ortesis activas y muletas. Para este fin, se desarrollarán y se calibrarán los modelos de contacto pie-suelo y muleta-suelo. También se incorporarán las ortesis activas al modelo para poder simular distintas estrategias de control modificando la amplitud, forma y temporización de la trayectoria de la flexión-extensión de la rodilla durante la fase de balanceo. Esta metodología permitirá desarrollar una herramienta de soporte para el diseño personalizado al paciente de dispositivos de asistencia a la marcha.

Agradecimientos

Los autores agradecen al Ministerio de Economía y Competitividad la financiación de este trabajo a través del proyecto coordinado DPI2015-65959-C3-2-R.

Referencias

- [1] Font-Llagunes, J.M. *et al.*, Proc. 2nd Int. Symp. Wearable Robot., 281-285, 2017.
- [2] Delp, S.L. *et al.*, IEEE Trans. Biomed. Eng., 54(11):1940-1950, 2007.
- [3] Hamner, S.R. *et al.*, J. Biomech. 43(14): 2709-2716, 2010.
- [4] Meyer, A.J. *et al.*, Front. Bioeng. Biotechnol., 4(77), 2016.
- [5] Febrer-Nafria, M. *et al.*, Proc. 8th ECCOMAS Themat. Conf. Multibody Dyn., 2017.
- [6] Patterson, M.A. and Rao, A.V., ACM Trans. Math. Softw., 41:1-37, 2014.

Sollerman Hand Function Test: estudio cinemático en base a acciones de vida diaria

Verónica Gracia-Ibáñez, Joaquín L. Sancho-Bru, Margarita Vergara, Alba Roda-Sales, Néstor Jarque-Bou

Departamento de Ingeniería Mecánica y Construcción
Universitat Jaume I – E-12071 Castellón SPAIN
e-mail: {vgracia, sancho, vergara, rodas, jarque }@uji.es

Introducción

La OMS establece que la valoración funcional debería ser objetiva y basarse en la capacidad de realización de actividades de la vida diaria (AVD) [1]. En la mano, esta valoración se realiza con cuestionarios subjetivos [2] o evaluando determinados aspectos parciales como rangos máximos de movimiento, fuerza de agarre, o destreza mediante test que contemplan únicamente el tiempo de ejecución, como Purdue o Box&Block. Existen algunos test que tratan de evaluar la funcionalidad, como el Jebsen Taylor Hand Function o el Sollerman Hand Function Test (SHFT). Estos test han sido validados en determinadas patologías en cuanto a fiabilidad inter e intra sujeto. Sin embargo, no han sido validados en cuanto a su representatividad funcional en términos de realización de AVDs, pues únicamente se ha estudiado en algún caso la correlación de los resultados, considerando tiempos o velocidades de ejecución, con otros test funcionales no validados previamente en estos términos, o con la realización de un número muy limitado de AVD [3,4]. Estudios recientes han tratado de analizar dichos test desde una perspectiva biomecánica, analizando la activación muscular [5,6] o el rango de movilidad de la muñeca en el uso del SHFT [7], pero sin compararlos con los requerimientos reales para la realización de AVD. SHFT [8] es uno de los métodos más utilizados, y tiene en cuenta el tiempo de ejecución en 20 tareas seleccionadas para cubrir los tipos de agarre más frecuentes en AVD, y también tiene en cuenta la calidad del agarre. El objetivo de este trabajo es comprobar la representatividad del SHFT en términos de rangos y coordinaciones, comparando la cinemática de la mano durante el desarrollo del test y durante la ejecución real de un set representativo de AVD, sobre una muestra de sujetos sanos.

Métodos

Muestra: Treinta sujetos (15 hombres y 15 mujeres), participaron voluntariamente en el experimento, aprobado por el comité deontológico de la Universitat Jaume I. Todos fueron informados previamente sobre las características del experimento y manifestaron su consentimiento por escrito. Los sujetos, libres de patologías que pudiesen afectar a la funcionalidad de la mano, se escogieron para constituir una muestra de edad y tamaño de manos representativos de la población española, con valores medios (desviación estándar): 38 (8) años, longitud de mano 184 (11) mm y ancho de mano 82(8) mm.

Experimento: Se utilizó un guante instrumentado (Cyberglove Systems LLC, San José, CA), y un protocolo de calibración previamente validado [9] para registrar (100 Hz) 16 ángulos articulares de la mano durante la ejecución del SHFT (Fig.1): flexión de las articulaciones metacarpofalángicas de los dedos (MCF1 a MCF5), de la articulación interfalángica del pulgar (IF1), de la articulación interfalángica proximal de los dedos índice a meñique (IFP2 a IFP5), flexión y abducción de la articulación metacarpocarpiana del pulgar (CMC1), abducción relativa entre las articulaciones MCF (índice-medio, medio-anular y anular-pequeño) y arco palmar (AP). Las señales se filtraron con un filtro Butterworth de paso bajo bidireccional de 2 vías con una frecuencia de corte de 5Hz y se unificaron todas las tareas a 1000 muestras.



Figura 1: Escenario utilizado para el SHFT.

Análisis de datos: Para el análisis de los datos cinemáticos obtenidos en la realización del SHFT (muestra S) se tomó como referencia un trabajo previo en el que 24 sujetos realizaron 24 AVD (muestra R) seleccionadas como representativas de la funcionalidad en relación a la ejecución de AVDs de acuerdo a la Clasificación Internacional de Funcionamiento (CIF) de la OMS [10]. En primer lugar se comparó la cinemática de las muestras S y R en términos de posturas. Para ello, en cada una de las dos muestras, se obtuvieron para cada sujeto y en cada articulación los valores de postura media y rango articular (percentiles p95-p5) durante la realización del conjunto de tareas/actividades. Se realizaron sendos ANOVAs sobre postura media y rango en cada articulación, con factor 'muestra' (S o R). También se calcularon los valores medios y desviación estándar de postura media y rango articular para cada una de las muestras. En segundo lugar, se realizaron sendos análisis de componentes principales (ACP) sobre los ángulos articulares de cada una de las muestras, normalizados con datos de rangos de [10], en base a la matriz de covarianza, rotación Varimax y seleccionando sólo aquellos con autovalor > 1. Las

componentes principales (CP) obtenidas en ambas muestras se compararon en base a la varianza explicada y al ángulo entre cada una de las CPs de muestra S con todas y cada una de las CPs de la muestra R.

Resultados

En la tabla 1 se observan los valores obtenidos en cuanto a la comparativa en términos de posturas.

Tabla 1: Valores medios entre sujetos (desviación estándar) de las posturas medias y rangos articulares en (°) en la realización del conjunto de tareas de SHFT (muestra S) y en la realización de las 24 AVD (muestra R). Abreviaturas de los movimientos: “_F” para flexión, “_A” para abducción. En negrita se marcan las diferencias significativas ($p < 0.05$).

Articulación/ movimiento	Muestra R		Muestra S	
	Postura Media (°)	Rango (°)	Postura Media (°)	Rango (°)
CMC1_F	10 (11)	47 (10)	7 (13)	42 (8)
MCF1_F	-2 (5)	32 (8)	-2 (5)	27 (8)
IF1_F	3 (7)	77 (16)	0 (8)	66 (22)
CMC1-2_A	13 (3)	16 (2)	14 (3)	15 (3)
MCF2_F	24 (9)	56 (7)	24 (7)	54 (10)
IFP2_F	40 (9)	77 (11)	34 (7)	65 (14)
MCF2_A	4 (3)	25 (3)	5 (3)	23 (6)
MCF3_F	31(12)	67 (11)	35 (7)	67 (11)
IFP3_F	44 (7)	71 (8)	38 (8)	66 (11)
MCF3-4_A	6 (2)	17 (3)	6 (3)	15 (3)
MCF4_F	26 (9)	67 (9)	26 (6)	63 (9)
IFP4_F	51 (7)	82 (8)	43 (8)	73 (12)
MCF4-5_A	-1 (2)	19 (4)	1 (2)	12 (2)
MCF5_F	31 (8)	76 (6)	26 (8)	66 (8)
IFP5_F	41 (8)	78 (11)	37 (8)	66 (11)
AP_F	12 (7)	34 (6)	23 (9)	28 (6)

En relación a los CPs, se obtuvieron 5 CPs tanto en la muestra S (que nombraremos CPsi, i=1 a 5) como en la muestra R (CPri). En la tabla 2 se observan las varianzas explicadas, así como los ángulos formados entre ellos.

Tabla 2: Varianza explicada (%) por cada una de las CPs de ambas muestras y ángulos (°) formados entre ellos. Las casillas en blanco indican un ángulo superior a 70°.

	Var(%)	CPr1	CPr2	CPr3	CPr4	CPr5
		24,3	23,3	11,7	9,7	8,3
CPs1	27,7	<60	<20			
CPs2	21,6	<20	<60			
CPs3	12,3				<30	
CPs4	10,1			<60		
CPs5	7,8					<30

Discusión

De la comparación postural se observó en general una postura media menos flexionada y rangos menores en la realización del SHFT. Son significativas las diferencias en la postura media y rangos de flexión de IFP2-4 y de MCF5, así como en múltiples articulaciones en cuanto al rango, como en la flexión de IFP 5 o de MCF1 y en la abducción entre dedos corazón y anular y entre anular y pulgar. La postura media en la realización del SHFT presenta sin embargo una palma

más arqueada, aunque con un rango menor de arqueado palmar. En relación a las sinergias obtenidas, se observaron importantes similitudes entre las dos primeras referidas en ambos casos a flexión de dedos y con varianzas similares, aunque cruzadas. Las dos primeras coordinaciones de la muestra de referencia se refieren a flexión a nivel de las articulaciones MCF y de las articulaciones IFP, respectivamente, presentando unas varianzas similares entre ellas. En la ejecución del SHFT aparece en primer lugar la flexión de las articulaciones IFP con mayor varianza, estando la flexión de las articulaciones MCF en segundo lugar. La coordinación que aparece en tercer lugar en la muestra de referencia se refiere al arqueado palmar, mientras que la tercera coordinación en el SHFT no se asemeja a ésta ni a ninguna otra de las de referencia. Ahora bien, el arqueado palmar aparece como cuarta coordinación relevante en la ejecución del SHFT, siendo la quinta similar a la de la muestra de referencia donde se coordinan articulaciones del pulgar.

Conclusión

Las diferencias encontradas a nivel de rangos posturales indican una necesidad de revisar el SHFT si se quieren tener en cuenta los rangos necesarios para la funcionalidad en términos de realización de AVDs. Del mismo modo, futuros trabajos deberán profundizar en posibles mejoras del SHFT para incrementar la representatividad de la funcionalidad en la realización de AVD también a nivel de coordinaciones necesarias.

Agradecimientos

A la Universitat Jaume I por la financiación del proyecto UJI-B2017-51.

Referencias

- [1] World Health Organization, World Heal. Organ. Geneva (2002).
- [2] P.L. Hudak, P.C. Amadio, C. Bombardier, L. De Smet, Acta Orthop. Belg. 74 (2008) 575–581.
- [3] V. Gonzalez, J. Rowson, A. Yoxall, Int. J. Ther. Rehabil. 22 (2015) 174–180.
- [4] C.M. Tissue, P.F. Velleman, C.W. Stegink-Jansen, D.H. Aaron, B.G. Winthrop, G.R. Gogola, J. Hand Ther. 30 (2017) 500–506.
- [5] C.-L. Tsai, C.-F. Lin, H.-T. Lin, M.-F. Liu, H.-Y. Chiu, H.-Y. Hsu, L.-C. Kuo, Disabil. Rehabil. 39 (2017) 338–345.
- [6] P. Gulde, K. Leippold, S. Kohl, T. Grimmer, J. Diehl-Schmid, A. Armstrong, J. Hermsdörfer, Front. Neurol. 9 (2018).
- [7] T. Dauncey, H.P. Singh, J.J. Dias, J. Hand Ther. 30 (2017) 328–336.
- [8] C. Sollerman, A. Ejeskär, Scand. J. Plast. Reconstr. Surg. Hand Surg. 29 (1995) 167–176.
- [9] V. Gracia-Ibáñez, M. Vergara, J.H. Buffi, W.M. Murray, J.L. Sancho-Bru, C. Comput. Methods Biomech. Biomed. Eng. 20 (2017) 587–597.
- [10] V. Gracia-Ibáñez, M. Vergara, J.L. Sancho-Bru, M.C. Mora, C. Piqueras, J. Hand Ther. 30 (2017) 337–347.

Multivariate analysis of Osteoarthritic Gait: Preliminary analysis of HOLOA project

Tassani S.¹, Tio L.³, Castro F.^{3,4}, Monfort J.^{3,4}, Monllau JC.^{3,5}, Gonzalez Ballester MA.^{1,2}, Noailly J.¹

¹ Barcelona Centre for New Medical Technologies (BCN MedTech), Universitat Pompeu Fabra, Barcelona, Spain simone.tassani@upf.edu; ² ICREA, Barcelona, Spain; ³ IMIM (Hospital del Mar Medical Research Institute), Barcelona, Spain; ⁴ Rheumatology service, Hospital del Mar, Barcelona, Spain; ⁵ Orthopedic Surgery and Traumatology Service, Hospital del Mar, Barcelona

Introduction

Osteoarthritis (OA) is a musculoskeletal disease that affects both male and female subjects and leads to the most serious symptoms after 30s, with a prevalence that increases linearly with age. It leads to the destruction of joints' articular cartilage, but the mechanisms are complex and involve several more tissues, e.g. the subchondral bone, the synovial fluid and membrane, and the meniscus in the case of knee OA [1–7]. Furthermore, articular cartilage chondrocytes are mechanosensitive, and the mechanical loads transferred to the cartilage through body motions and organ tissue responses are believed to infer on the course of the disease, pointing out OA as multi-tissue, and a multi-scale disease. Importantly, once cell signalling towards cartilage catabolism is established, the disease becomes difficult to stop and almost impossible to cure. Since, it is still not clear how clinical and mechanical factors can be related to the development of the disease, the management of OA and of its progression remain an important research target.

Recent explorations performed at body level pointed out that macro-factors, like overweight or gait, can influence the development of biomarkers and might have a direct effect on the progress of the pathology at the molecular level [8,9]. The number of leading factors and related variables included in the development of OA is high and they are very likely to interact one with each other. However, the literature lacks randomized and balanced studies to verify the simultaneous effects of multiple factors [10,11].

The aim of this work was to develop a multifactorial and multivariate analysis to explore if and how different stages of OA interacts with the gait of the patients, while taking into account other clinical factors.

Materials and Methods

Within the framework of the national Spanish project HOLOA, a multifactorial and multivariate analysis of osteoarthritic gait and its progression was developed. The study aims to analyze 100 OA subjects selected based on 4 clinical factors, each with two levels: Gender (male – female), Age (60-67 – 68-75), BMI (25–29.9 – 30+) and Therapy (knee replacement – conservative treatment). A priori, the Therapy was selected as a factor related to the stage of the pathology since a patient will undergo or not a surgery, depending on the development of his condition and the pain experienced. All the volunteers signed an informed consent approved by the Clinical Research Ethical Committee of Parc de Salut Mar, Barcelona, Spain.

Gait analysis was performed using 8 cameras BTS Smart-DX 700, 1.5 Mpixels 250 fps and 2 force plates BTS P-6000 500 Hz sampling (BTS S.p.A., Milan, Italy). Helen Hayes marker protocol with medial markers was used for the study [12]. Each volunteer was asked to perform a minimum of 5 valid gait sequences over a 10 m catwalk with the force plates at half distance.

For each gait cycle with ground reaction force measurements, an inverse dynamic analysis was performed to compute the reaction forces and torques at the ankles, knees and hips of both the OA and control leg.

Multivariate analysis of variance was performed for the four factors previously described and force and torque values were extracted for each patient at the percentage of the gait cycle where the derivative of the ground reaction force was equal to 0 (Figure 1).

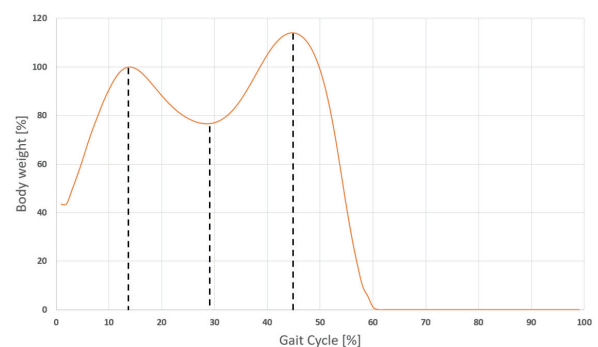


Figure 1: Vertical ground reaction force during a gait cycle. The three dashed lines identify the three points of analysis.

Results

This preliminary analysis benefited from the recruitment and analysis of 50 patients. The distribution of subjects related to the 4 factors is described in Table 1.

Table 1: Descriptive distributions of the patient population.

Factors	Levels	N
Gender	Female	33
	Male	17
Therapy	Knee replacement	15
	Conservative Treatment	35
Age	60-67	18
	68-75	32
BMI	30+	23
	25-29.9	27

The multivariate analysis over the three time points showed statistical differences in the reaction forces between Gender (Figure 2) and BMI ($p=0.043$ and $p=0.004$) but not between the two Therapy groups.

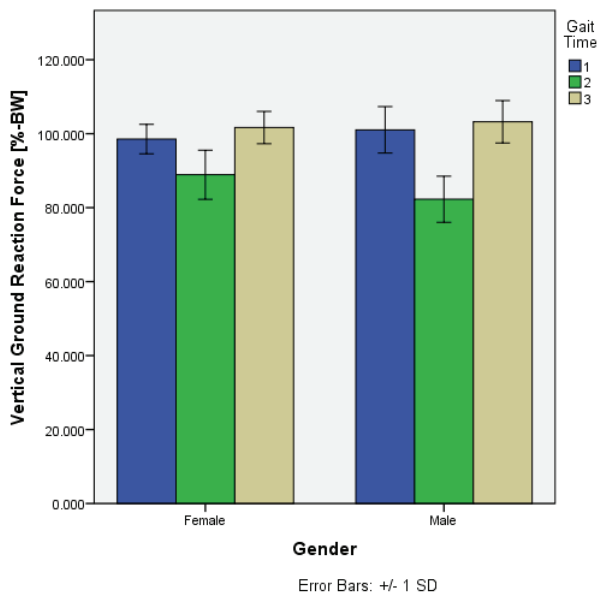


Figure 2: Vertical reaction forces expressed as percentage of the body weight in the three time points of analysis for male and female.

On the other hand, reaction torques at the joints were found to be statistically different between all the four factors (Gender $p<0.0001$ – Figure 3, Age $p<0.0001$, BMI $p<0.0001$ and Therapy $p=0.012$ – Figure 3).

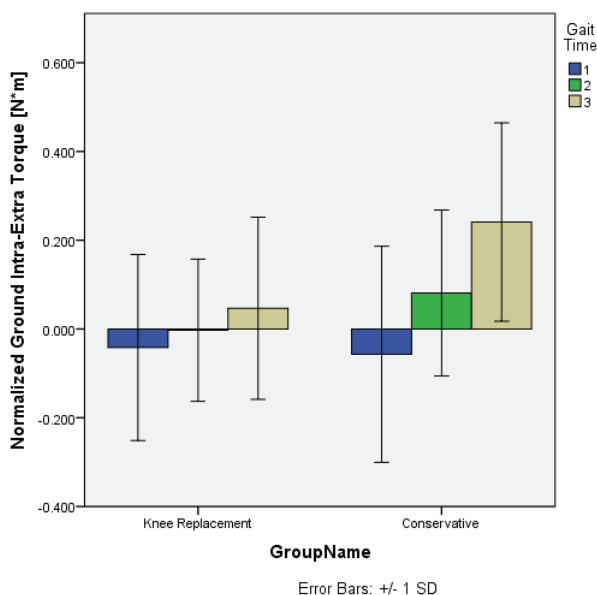


Figure 3: Normalized Intra-Extra ground reaction moment in the three time points of analysis for knee replacement and conservative group.

Discussion

The multivariate analysis found the four analysed factors to have a statistically significant effect over the

gait. However, reaction forces, even if normalized, seem to be affected only by BMI and Gender, probably because of different distributions of the masses and, therefore, different inertial forces, but no differences were found between the two therapy groups. In contrast, torques were found to be more sensitive to differences and were also different between Age and Therapy groups. This might be related to the different posture during gait related to each of the groups and it suggests, therefore, that gait patterns change between the analysed stages of OA. The relation of this outcome with pain has yet to be analysed. It is important to underline that the multifactorial analysis allowed differentiating between posture changes related to the age, gender or BMI from the ones related to the selected therapy. The results allow identifying some interesting trends, such as a flatter ground reaction force curve in women compared to males (Figure 2). This outcome and the significance thereof need to be confirmed and further investigated, but morphological differences between males and females could lead to more static loads on the articular cartilage chondrocytes in women, which might not favour anabolic cell activities [13].

These results are preliminary, since the distributions of the subjects among the four factors is still not properly balanced. For this reason, the interactions between the factors were not reported in this study and therefore the outcomes reported need to be verified at the end of the project. Moreover, it is impossible to define with this study if the different stages of OA had influenced the gait or the different gait patterns of the patients had driven a worsening in the condition of the pathology. A prospective study would be required to define cause-effect relation. However, this study confirms differences in gait between genders in OA patients [14] and, to the authors knowledge, is the first study finding differences in gait patterns related to the progression of OA.

Acknowledgements

Funds from the MICINN (HOLOA-DPI2016-80283-C2-1-R and DPI2016-80283-C2-1-R (AEI/FEDER, UE), RYC-2015-18888) and DTIC-UPF are acknowledged

Referencias

- [1] J. Dequeker et al., Bone. 14 Suppl 1 (1993) S51–S56.
- [2] M. Ding et al., J. Bone Joint Surg. Br. 85 (2003) 906–912.
- [3] L. Kamibayashi et al., Calcif. Tissue Int. 57 (1995) 69–73.
- [4] B. Li, R.M. Aspden, J. Bone Miner. Res. 12 (1997) 641–51.
- [5] A.D. Pearle et al., Clin. Sports Med. 24 (2005) 1–12.
- [6] S. Tassani et al., J. Biomech. 43 (2010) 1160–6.
- [7] S. Tassani et al., Clin. Biomech. (Bristol, Avon). 26 (2011) 632–9.
- [8] F. Berenbaum et al., Curr. Opin. Rheumatol. 25 (2013) 114–8.
- [9] K.R. Vincent et al., PM R. 4 (2012) S3-9.
- [10] J.P.A. Ioannidis, PLoS Med. 11 (2014).
- [11] J.P.A. Ioannidis, Soc. Sci. Med. 210 (2018) 53–56.
- [12] R.B. Davis et al., Hum. Mov. Sci. 10 (1991) 575–587.
- [13] E.J. Blain, Front. Biosci. 1 (2007) 507–27.
- [14] K.A. McKean et al., Clin. Biomech. (2007).

Estudio de la función de los músculos del antebrazo durante AVD

Néstor J. Jarque-Bou¹, Verónica Gracia-Ibáñez¹, Margarita Vergara¹, Joaquín L. Sancho-Bru¹

¹Departamento de Ingeniería Mecánica y Construcción, Universitat Jaume I, Castellón, (Spain), jarque@uji.es

Introducción

El desarrollo de las actividades de la vida diaria (AVD) es fundamental para garantizar una vida plena y autónoma¹. La medición e interpretación de la cinemática de la mano durante las AVD y de la activación muscular asociada a ésta es compleja, pero de gran importancia para entender el papel de los músculos en las AVD². Estos datos pueden ser de relevancia clínica para los cirujanos a la hora de planificar las intervenciones, para los fisioterapeutas cuando se eligen las estrategias de rehabilitación o para los ingenieros en el diseño de prótesis más efectivas. El objetivo de este trabajo es estudiar el rol de los músculos del antebrazo durante AVD, mediante el uso del Análisis de Componentes Principales (ACP).

Material y métodos

Dos sujetos sanos y diestros realizaron seis AVD usando diferentes objetos (Tabla 1). Cada actividad se repitió 3 veces.

Tabla 1: AVD realizadas

A1	Abrir cerradura con una llave
A2	Abrir puerta con manija
A3	Colocar libro en una estantería
A4	Abrir y cerrar un tarro con tapa roscada
A5	Verter agua desde botella usando un agarre pinza de 5 dedos
A6	Verter agua desde botella usando un agarre cilíndrico

Se registraron 22 ángulos articulares con un guante instrumentado (Cyberglove Systems LLC; San Jose, CA) con una frecuencia de muestreo de 100 Hz: flexión de todas las articulaciones y abducción de la muñeca, de la articulación metacarpocarpiana (MCC) del pulgar y de las articulaciones metacarpofalángicas (MCF) de los dedos índice a meñique (Figura 1). El guante fue previamente calibrado mediante un nuevo protocolo que solo se necesita registrar una postura de referencia para cada sujeto³. Seguidamente se calcularon las velocidades angulares obtenidas como la derivada temporal de los ángulos articulares. Tanto las señales de los ángulos articulares como las velocidades angulares fueron filtradas mediante un filtro de paso bajo con frecuencia de corte 5 Hz.

Simultáneamente, también se registraron las señales iEMG procedentes de seis músculos extrínsecos (Figura 1): flexor largo del pulgar (FPL), abductor largo del pulgar (APL), flexor superficial de los dedos (FDS), extensor común de los dedos (ECD), extensor cubital del carpo (ECU) y flexor radial del carpo (FCR). Para ello se utilizó un sistema Delsys Bagnoli-16 (Delsys Inc,

Boston, MA) con electrodos de aguja bipolares. Los electrodos se insertaron a través de la piel, por medio de agujas hipodérmicas 27G, dentro de los músculos de los que se deseaba registrar su actividad. Para la localización del lugar exacto en donde insertar el electrodo se utilizó un equipo de ultrasonidos. Éste permitió determinar la zona de contracción de las fibras musculares de un determinado músculo al solicitar su activación mediante un movimiento dado de las articulaciones sobre las que éste actúa (Figura 2). La localización externa se marcó sobre la piel, y se tomó nota de la profundidad de inserción a partir de la imagen en el equipo de ultrasonidos. Para cada músculo, se llevaron a cabo 3 registros de contracción voluntaria máxima (CVM), cada cual de 3 segundos de duración.

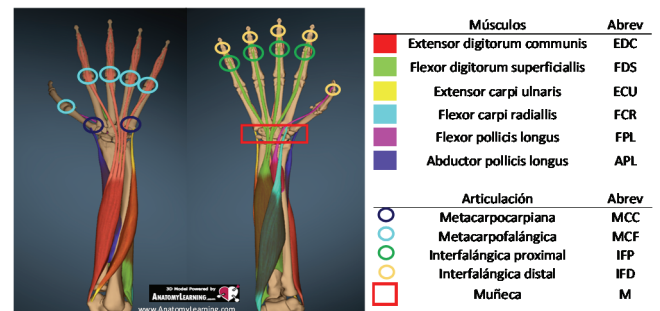


Figura 1: Articulaciones de la mano y músculos registrados

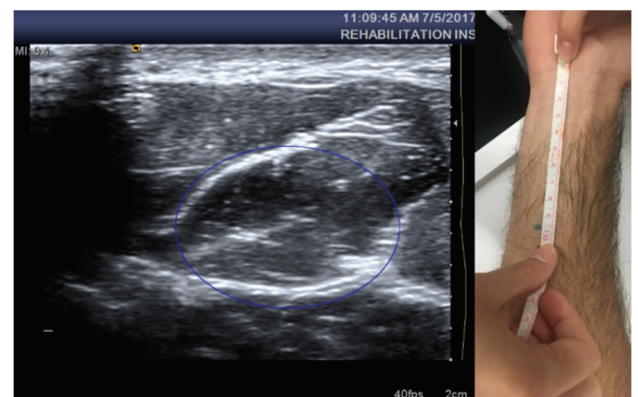


Figura 2: Equipo de ultrasonidos utilizado para la localización de cada músculo registrado

Las señales iEMG se registraron a 4000 Hz, para a continuación filtrarlas con un filtro de paso de banda Butterworth recursivo de cuarto orden entre 25-500 Hz, se rectificaron y se les aplicó un filtro de paso bajo con frecuencia de corte 8 Hz. Después se suavizaron utilizando un filtro Gaussiano, y finalmente se normalizaron utilizando las CVM para obtener las activaciones musculares de estos seis músculos. Todos los registros (cinemáticos y EMG) fueron extrapolados/reducidos a 1000 instantes de tiempo, para dar el mismo peso a todas las AVD realizadas.

El ACP se aplicó conjuntamente sobre los ángulos articulares, las velocidades angulares y las activaciones musculares de los seis músculos registrados (con factores normalizados y rotación varimax). Para la extracción de las componentes principales (CPs), se obtuvieron aquellas CPs con autovalores mayores que 1.

Resultados

Se obtuvieron doce CPs que explican el 80% de la varianza total. La tabla 2 describe las seis primeras CPs obtenidas. Las CPs de la siete a la doce explican, cada una, menos del 4% de la varianza total por lo que no se muestran.

Tabla 2: Descripción de las 6 primeras CPs

CP	Descripción
CP1	Flexión y aducción de MCF de los dedos Aducción de MCC del pulgar Extensión de IF del pulgar Incremento de los FDS, ECU, FPL Y EDC
CP2	Flexión de IFP e IFD de los dedos Flexión de IF y extensión de MCF del pulgar Flexión de la M Incremento de FDS, FPL y APL
CP3	Oposición del pulgar Extensión de la MCF del pulgar Extensión de IFP de los dedos Disminución de FCR, FDS, ECU, FPL y EDC
CP4	Velocidad angular de flexión de MCF de los dedos y pulgar Velocidad angular de flexión de IF del pulgar Incremento de EDC
CP5	Velocidad angular de flexión de las IFP de los dedos medio, anular y meñique Velocidad de flexión de la M Velocidad de extensión del arqueo palmar Incremento del APL
CP6	Flexión del MCC del dedo meñique Extensión de la M Abducción de las MCF de los dedos anular y meñique Incremento de FDS y EDC Decremento de FCR

Discusión

El método aplicado ha permitido explorar el papel de los músculos del antebrazo en AVD. El FDS, de acuerdo con su acción de flexión de las articulaciones MCF de los dedos⁴, juega un papel importante en la flexión-aducción coordinada de estas articulaciones (CP1), pero requiere del EDC para contrarrestar su acción de flexión en las articulaciones IFP y en la muñeca, y del ECU para estabilizar esta última. El papel estabilizador del EDC durante AVD se ve reforzado por su relación con la velocidad angular de flexión en las articulaciones MCF (CP4). Estos resultados coinciden con estudios encontrados en la literatura, donde se ha observado la existencia de una acción sinérgica de músculos agonistas y antagonistas⁵.

FDS y FPL (CP2) se relacionan con una flexión coordinada de las articulaciones IFP-IFD de los dedos

y muñeca, con una extensión de la articulación MCF y con una flexión de la articulación IF del pulgar, de acuerdo con su acción de flexión en estas articulaciones del pulgar⁴. Una flexión del arqueo palmar (MCC del dedo meñique) aparece coordinada con una flexión de la muñeca y una activación de FDS y EDC (CP6). Además, el FCR necesita reducir su activación muscular para permitir la extensión de la Muñeca (CP6). El FPL estabiliza las articulaciones del pulgar durante las AVD, debido a la acción de otros músculos motores de este, como por ejemplo el caso del Extensor largo del pulgar (no medido), necesario para la extensión de la articulación IF del pulgar en CP1. El APL (CP2 y CP5) combina funciones de extensión de la articulación MCF del pulgar y de estabilizador de la articulación MCC del pulgar para contrarrestar la acción de flexión del FPL⁴, así como también participa en la flexión de la muñeca. Estas funciones también las encontramos reflejadas en la literatura; tanto su acción estabilizadora de la articulación MCC del pulgar, como de la muñeca⁶.

La oposición coordinada del pulgar (flexión y abducción de la articulación MCC) con la extensión de la articulación MCF del pulgar y la extensión de las articulaciones IFP de los dedos (CP3) no están relacionadas con el aumento de ninguna actividad muscular medida.

Conclusión

En este trabajo se ha visto la utilidad del ACP como herramienta para simplificar el estudio de la relación de las diferentes estructuras funcionales de la mano. Esto queda reflejado en que la mayoría de las relaciones obtenidas aparecen contrastadas en la literatura. Por otro lado, debido al bajo número de AVD registradas, otras relaciones encontradas pueden ser propias de estas AVD. Además, aunque se han medido seis músculos extrínsecos del antebrazo, algunas coordinaciones no presentan activación de ningún músculo registrado, y por tanto, probablemente requieren de la activación de otros músculos que no se han medido. Por lo tanto, en estudios posteriores, habría que registrar un mayor número de músculos, así como un mayor número de AVD.

Agradecimientos

Los autores agradecen la financiación por parte del Ministerio de Economía y Competitividad y la Unión Europea (fondos FEDER) a través del proyecto DPI2014-52095-P y de la beca FPI BES-2015-072480.

Referencias

- [1] M. Vergara et al, *Nova Science Pub Inc*, 103–132, 2015.
- [2] K.S Lee et al, *Saf. Health Work*, 6: 9-17, 2015.
- [3] V. Gracia-Ibáñez et al, *Comput Methods Biomech Biomed Engin.* 20(6):587-597, 2017
- [4] Brand and Hollister, *Clinical Mechanics of the Hand*, 1999.
- [5] Schieber M, *The Journal of Neuroscience*, 15: 284-297, 1995.
- [6] J. Kauer, *Clin. Orthop. Relat. Res.*, 149 :9-20, 1980.

Análisis de la Marcha en Rehabilitación Diseñando Informes con Mayor Utilidad Clínica

Javier Marin¹, Juan de la Torre², Alejandro Moreno³, Juan Carlos Aragüés^{4*}, José Javier Marin⁵

IDERGO (Investigación y desarrollo en ergonomía), I3A (Instituto de Investigación en Ingeniería de Aragón),
Universidad de Zaragoza, Dept. Ingeniería de Diseño y Fabricación. Zaragoza, España

* SRHBMF (Servicio de Medicina Física y Rehabilitación), Hospital Universitario Miguel Servet de Zaragoza.

¹ 647473@unizar.es, ² 627471@unizar.es, ³ 648137@unizar.es, ⁴ caragues@salud.aragon.es ⁵ jjmarin@unizar.es

Introducción

La evaluación de la marcha con captura de movimiento, puede definirse como la medida instrumentada y la interpretación del patrón de movimiento mientras se camina¹. Introducir este tipo de análisis durante la práctica clínica habitual permitiría aportar información objetiva para tomar decisiones personalizadas sobre tratamientos y control evolutivo. Por ello su impacto clínico es considerable, particularmente en la rehabilitación^{2,3}, dónde las decisiones de numerosos tratamientos e intervenciones de rehabilitación podrían verse favorecidas.

Nuestra hipótesis parte de que un test de análisis de marcha integrado en un servicio de rehabilitación podría permitir valorar los cambios funcionales significativos en la marcha mediante sesiones de medición previas y posteriores a los tratamientos aplicados. Dichas sesiones tendrían una duración de 20-25 minutos.

Sin embargo, de entre todos los factores que dificultan la aplicación de esta tecnología en el ámbito clínico, destaca la complejidad para interpretar sus resultados. Actualmente, el personal implicado debe ser altamente cualificado, lo cual choca con las necesidades de simplicidad, usabilidad e intuitividad que serían deseables. Se puede asumir que estamos ante una cantidad masiva de información⁴, calificada como *“large, complex, heterogeneous, and noisy”*⁵.

Se requieren soluciones que, además de proporcionar medidas precisas y repetibles, se incorporen adecuadamente a la práctica, y permitan tomar decisiones confiables. Se deben establecer variables que sean clínicamente aceptadas y que permitan a facultativos y pacientes entender los resultados. Para ello, deberán trabajar conjuntamente desarrolladores y profesionales sanitarios con el objetivo común de adecuar la tecnología al contexto, haciéndola útil, rentable y verdaderamente usable⁶.

Este documento propone dos líneas de investigación que pretenden contribuir a establecer informes de análisis de marcha con mayor utilidad clínica: (1) basarse en el análisis de datos y (2) obtener *“feedback”* de profesionales sanitarios. Nos basamos en el estado del arte, la experiencia previa y en la colaboración con el **Servicio de Rehabilitación del Hospital Universitario Miguel Servet, Zaragoza, España**. Se espera que la propuesta presentada permita guiar este proyecto y

otros, y que en el futuro la tecnología de análisis de marcha se adecue mejor al contexto sanitario, mejorando la calidad asistencial y la transmisión de conocimiento entre profesionales.

Variables de la Marcha a Estudio

Las variables cuantitativas que se obtienen actualmente del ciclo de la marcha se pueden agrupar en variables espacio-temporales y cinemáticas⁴. Los parámetros espacio-temporales son dimensiones que dependen del movimiento de todo el cuerpo (e.g. velocidad de marcha, tiempo de vuelo, tiempo de apoyo, etc.). Mientras que los parámetros cinemáticos se refieren a dimensiones relativas al movimiento de cada segmento corporal individual en cada uno de los tres planos anatómicos: sagital, frontal y transversal. (e.g. ángulo de flexión de fémur respecto de cadera en el plano sagital).

Así mismo existen índices o indicadores *“Gait scores”* que aportan información sobre la calidad general del patrón de marcha. Cimolin & Galli⁷ realizaron una revisión crítica de los índices existentes en la literatura. Sin embargo, la mayoría de los mismos son complejos, abstractos y de difícil interpretación. En general no se ha registrado un uso práctico y generalizado de los mismos.

Análisis de Datos

Para crear informes más intuitivos una posibilidad es seleccionar las variables más significativas estadísticamente y obviar aquellas que aportan menos información. Para este propósito deberemos diseñar determinados experimentos y analizar sus resultados. Proponemos dos posibles enfoques:

1. Ordenar las variables según su capacidad para medir cambios. Si el test de marcha trata de medir los efectos de un tratamiento (e.g. efecto que provoca una órtesis en nuestro paciente), resultará de utilidad llevar a cabo un experimento denominado *“test-retest reliability”*⁸, el cual consiste en repetir la evaluación dos veces, al mismo grupo de sujetos sin aplicar ningún tipo de intervención. Así, se pueden detectar todas aquellas inconsistencias que son causadas por factores como la condición física o mental del participante, variaciones en el procedimiento de prueba, errores del instrumento o factores aleatorios⁸. Ello permite obtener, para cada variable, el denominado mínimo cambio detectable MDC⁹, es decir, el umbral para considerar que un

cambio es real. Si ordenamos las variables según su MCD seremos capaces de detectar qué variables se comportan de una manera más estable y, por tanto, son más útiles para medir cambios.

2. Seleccionar variables según su capacidad predictora. Si hemos aplicado el test de marcha a un número elevado de pacientes caracterizados clínicamente, podremos utilizar técnicas de “*Machine learning*”. Estas técnicas permiten crear un modelo para predecir una determinada variable (e.g. número de caídas último mes). El modelo arrojará una predicción, a aquellos pacientes que se sometan en adelante al test basándose en el conocimiento previo (e.g. tendrás 2 caídas con un 75% de probabilidad). Para nuestro propósito, las variables más útiles serán aquellas que más capacidad tengan para predecir la variable seleccionada. Mannini et al.¹⁰, utiliza con éxito “técnicas predictoras supervisadas” en el análisis de la marcha, lo cual refuerza este enfoque.

“Feedback” de Profesionales Sanitarios.

Para crear informes adecuados y realmente útiles es clave considerar el factor contextual. Asumimos que cada contexto en el que se aplique esta tecnología contará con diversos usuarios, así como con diferentes restricciones y oportunidades. Debemos estudiar cuestiones como: “¿Para qué se va a utilizar la información?, ¿qué decisiones concretas tomaremos con ella?”, etc. Estas cuestiones se alinean con la filosofía de “*Patient-Centered-Care*”, que es una prioridad en el ámbito sanitario¹¹ y comparte sus bases con la rama del diseño de “*Human-Centered-Design*”¹².

Para el estudio contextual se propone aplicar técnicas de diseño multidisciplinares, realizando talleres de trabajo y otras técnicas como entrevistas u observación con los profesionales y pacientes implicados¹³, sobre todo en las fases iniciales de diseño.

Así mismo, una vez que el test de marcha se utilice en clínica se podrían organizar reuniones periódicas para que el facultativo pueda aportar su opinión sobre el informe, y valore que variables están facilitando su labor asistencial.

Además, este enfoque debería permitirnos, en el futuro, combinar variables para crear nuevos índices que sean más interpretables y significativos, y, sobre todo, que partan de la experiencia de los profesionales implicados.

Discusión

En este documento ponemos de manifiesto un reto de investigación multidisciplinar que afecta al informe relativo al análisis de la marcha. Al respecto proponemos dos métodos para afrontar las investigaciones futuras. Por un lado, basarse en el análisis de datos y por otro, obtener “*feedback*” de profesionales sanitarios.

De ello se deriva que este tipo de sistemas podrían mejorarse continuamente desde el momento en el que

empiecen a utilizarse en clínica. Así, se conseguiría retroalimentación continua para los informes, que provendría de los datos generados y la colaboración desarrollador-sanitario. La figura 1 trata de mostrar cómo desarrollar este planteamiento: inputs para mejorar el test de marcha y con ello facilitar su uso.

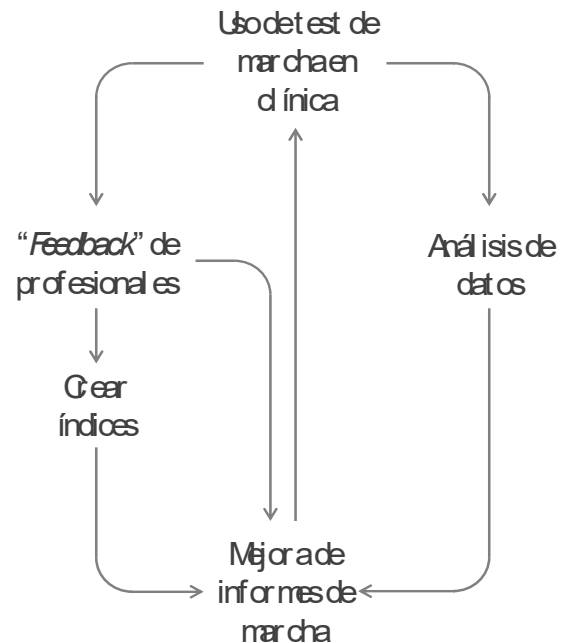


Figura 1. Resumen del planteamiento propuesto.

Coincidimos con Ferber et al.⁵, en que los datos obtenidos en los test de marcha deberían ser compartidos, al objeto de establecer una base de datos común. En este sentido, la selección de unos parámetros clínicamente representativos del test de marcha es clave para su evaluación o análisis.

En definitiva, este documento aporta una serie de líneas de trabajo, con las cuales esperamos que, en el futuro, la tecnología de análisis de la marcha proporcione mayor utilidad clínica a los facultativos implicados en el diagnóstico y tratamiento de patologías del tren inferior.

Referencias

- [1] Baker R., Journal of Neuro Engineering and Rehabilitation. 3(1):1, 2006.
- [2]. Zhou H. & Hu H., Biomedical Signal Processing and Control, 3(1):1-18, 2008.
- [3] Simon SR., J Biomech, 37(12):1869-1880, 2004.
- [4] Prakash C. et al., Artif Intell Rev., 49(1):1-40, 2018.
- [5] Ferber R. et al., J Biomech, 49(16):3759-3761, 2016.
- [6] Marin J. et al., Sensors, 17(8):1875, 2017.
- [7] Cimolin V. & Galli M., Gait Posture, 39(4):1005-1010, 2014.
- [8] Steffen T & Seney M., Phys Ther, 88(6):733-746, 2008.
- [9] Marchetti GF. et al., J Neurol Phys Ther, 38(2):119-124, 2014.
- [10] Mannini A. et al., Sensors, 16(1):134, 2016.
- [11] McMurray J. Arch Phys Med Rehabil., 97(1):104-120, 2016.
- [12] Maguire M., International journal of human-computer studies, 55(4):587-634, 2001.
- [13] Tassi R., Phd thesis. Politecnico di Milano, Milano, Italy, 2008.

Layer-specific failure mechanics of thoracic and abdominal aorta and related constitutive modeling

J. A. Peña¹, M.A. Martínez^{1,2}, E. Peña^{1,2}

¹ Instituto de Investigación en Ingeniería de Aragón (I3A), España, phernand@unizar.es

² CIBER en Bioingeniería, Biomateriales y Nanomedicina (CIBER-BBN), España
fany@unizar.es

Introduction

The goal of this study was to characterize the failure properties of the intact wall and each separated layer (intima, media and adventitia) of the descending thoracic and infrarenal abdominal aorta and to test the hypothesis that the failure properties of layer-separated thoracic arteries differ depending on arterial location in the aorta [1]. To test this hypothesis, we performed uniaxial tests to study the mechanical behavior of both intact and layer-separated porcine aortic tissue samples taken from descending thoracic and infrarenal abdominal aorta until complete failure.

Material and Methods

1- Experiments

Seven thoracic and abdominal aortas (n=7) were excised *post-mortem* from 3.5±0.45 months old female pigs, sacrificed for other animal studies where the aorta remain intact. Two circumferential and two longitudinal strips (approximately 5x15 [mm]) were cut from the proximal part of the descending thoracic (DTA) and infrarenal abdominal aortas (IAA). On one sample strip of each direction were tested as whole samples and for the other pair of samples, the intimal layer was dissected very carefully using microsurgery instruments, and then the media was separated from the adventitia

Uniaxial tests of the circumferential and axial strips were carried out in a high precision drive Instron Microtester 5548 system adapted for biological tissues with a 10 [N] load cell with a minimal resolution of 0.005 [N] and using a non-contact Instron 2663-281 video-extensometer to measure the axial strain. The specimens were preconditioned by different loading and unloading cycles from zero to a maximum engineering stress (240 [kPa]) using a triangular waveform at 30%/min of strain rate. To characterize damage behavior, after the preconditioning the specimens were loaded until full rupture. Only the samples whose rupture were located on the middle of the sample between markers were considered for subsequent damage analysis.

2.- Anisotropic hyperelastic damage model of vascular tissues

The damage behavior required a continuum damage theory commonly used to describe the softening of soft tissues under large deformations. The structural model here presented was built within the framework of nonlinear continuum mechanics [2]. Tissue damage was simulated considering different damage behaviors for the matrix and the fibers.

On the context of continuum damage mechanics, we assume the existence of free energy function decoupled into volumetric and isochoric part where the isochoric contribution is additively decomposed into isotropic and anisotropic contributions as

$$\Psi(C, M, N, D_k) = \Psi_{vol}^0(J) + \sum_{k=m, f_1, f_2} (1 - D_k) \bar{\Psi}_0^k \quad (1)$$

where $D_m \in [0, 1]$ and $D_{f_1, f_2} \in [0, 1]$ are monotonically increasing damage internal variables for matrix and the two family of fibers, respectively. The strain energy associated to the undamaged isotropic contribution was assumed to be represented by the simple neo-Hookean term and the mechanical behavior associated to the undamaged fibers is assumed to correspond to the strain energy function (SEF) proposed by Gasser et al. [3]

$$\Psi = \mu(I_1 - 3) + \sum_{i=4,6} \left[\frac{k_1}{2k_2} (\exp\{k_2(\hat{E}i)^2\} - 1) \right] \quad (2)$$

Following Peña [4], the expression of the damage function is a sigmoidal type function as

$$D_i(\Xi_{k_t}) \doteq \frac{1}{1 + \exp(-\alpha_k[\Xi_{k_t} - \gamma_k])} \quad (3)$$

where the parameter $a_{m,f}$ controls the slope and $\gamma_{m,f}$ defines the value $\Xi_{m,f}$ such that $D_{m,f}(\Xi_{m,f}) = 0.5$.

3.- 2.3 Data fitting

We fit the mechanical behavior of the tissue using the last loading curve till rupture for each sample (whole, intima, media and adventitia). It was necessary to perform two estimation processes. The elastic constitutive parameters (μ , k_1 , k_2 , κ , θ) were determined from the elastic region of the curves while the damage parameters (a_m , a_f , γ_m , γ_f) were fitted from the softening region of the curves.

Results and discussion

Figure 1 shows photographs of axial strips from the adventitia, media and intima after 30 min of equilibration from a DTA sample and the media sample at the beginning of the test, before rupture and after rupture where the damage were close to the central part of the strip as a valid test.

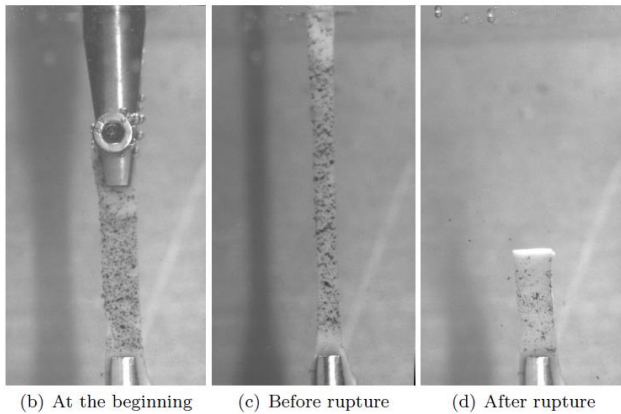
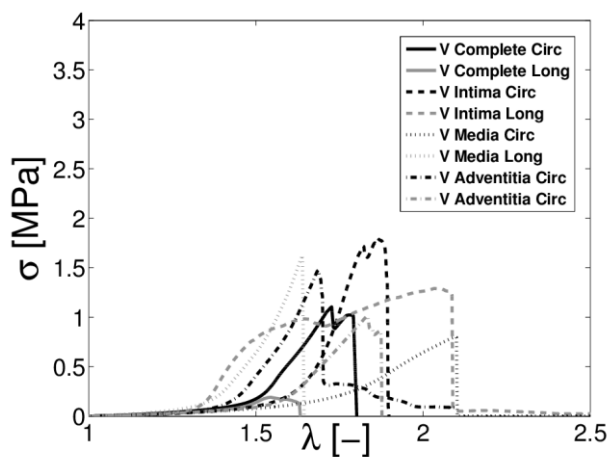
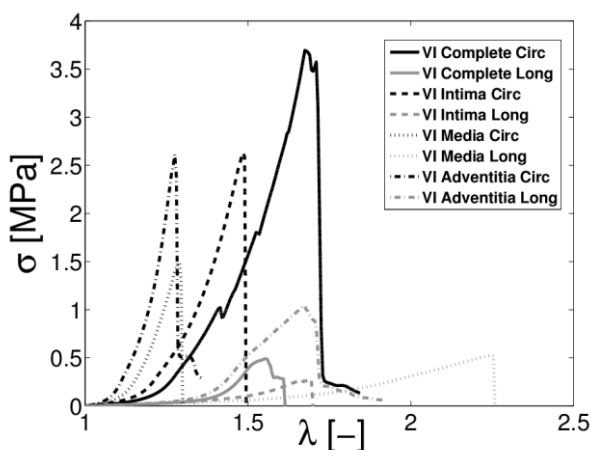


Figure 1: Photographs of axial strips from the adventitia, from the DTA, (a) media axial sample at the beginning of the test, (b) before rupture and (c) after rupture

A representative uniaxial mechanical response (Cauchy stress vs. stretch) up to fracture for the complete and for separated layer samples is plotted in Figure 2 for descending thoracic and abdominal samples for specimen V and VI, respectively where the different behavior between circumferential and longitudinal directions and between descending thoracic and abdominal aorta are clearly depicted for all layers (intima, media and adventitia)



(a) Sample V DTA



(b) Sample VI IAA

Figure 2. Representative Cauchy stress vs. stretch behavior for the complete and for separated layer samples of a DTA (V) and IAA (VI) specimens

The correlation between the experimental stress-stretch data and the response of the proposed constitutive model was satisfactory. The worst fit is always when the damage response is highly anisotropic and the maximum load for circumferential and longitudinal direction are totally different. For example, for the media layer of the DTA sample III the maximum load before rupture on circumferential and longitudinal direction are 2.35 and 0.6 MPa respectively. In this case, the fitting curve on longitudinal direction underestimate the stress due to the coupled character of the damage model. Similar response is obtained for the intima layer of the IAA sample IV. Also, samples which present a narrow damage zone (of the stress-stretch curve) which indicates a rapid damage and rupture are fitting better than samples suffered a soft damage process identifiable by the smooth round-shaped damage zone.

Conclusions

We reported values of constitutive parameters using the damage model that can be used by biomedical engineers for investigating better therapies and developing artery-specific devices.

Acknowledgments

Financial support for this research was provided by the Spanish Ministry of Economy and Competitiveness through research project DPI2016-76630- C2-1-R; the Department of Industry and Innovation (Government of Aragon) through the research group Grant T24-17R (Fondo Social Europeo) and the Instituto de Salud Carlos III (ISCIII) through the CIBER initiative (BIOMIMESH project).

References

- [1] J.A. Peña, M.A. Martínez, E. Peña. Layer specific residual deformations and uniaxial and biaxial mechanical properties of thoracic porcine aorta. *J Mech Behav Biomed*, 50:55{69, 2015
- [2] B. Calvo, E. Peña, M.A. Martínez and M. Doblaré. An uncoupled directional damage model for fibered biological soft tissues. Formulation and computational aspects. *Int J Numer Meth Engng*, 69:2036–2057, 2007.
- [3] T. C. Gasser, R. W. Ogden, and G. A. Holzapfel. Hyperelastic modelling of arterial layers with distributed collagen fibre orientations. *J R Soc Interface*, 3:15–35, 2006
- [4] E. Peña. Damage functions of the internal variables for soft biological fibered tissues. *Mech Res Commun*, 38:610–615, 2011

Fractura a compresión en probetas de hueso trabecular vertebral de cerdo

Belda R., Palomar M., Gómez L., Vercher-Martínez A., Giner E.

Centro de Investigación en Ingeniería Mecánica-CIIM, Universitat Politècnica de València
Camino de Vera, 46022 Valencia, España, ribelgon@upv.es

Introducción

La estimación del fallo del tejido óseo es de relevancia clínica, debido a que vivimos en una sociedad con un porcentaje creciente de población envejecida, con unos costes sociales y económicos asociados muy altos.

El carácter altamente jerárquico del tejido óseo hace necesario su estudio a distintas escalas, para conocer su comportamiento en cada una de ellas y cómo afecta a la siguiente [1]. El comportamiento mecánico no lineal del hueso trabecular ha sido modelado desde distintas perspectivas [2,3]. Sin embargo, la mayoría de estudios investigan la iniciación del fallo sin considerar la propagación o proponen modelos complejos, dependientes de parámetros difícilmente medibles experimentalmente. Además, hacen falta métodos experimentales para validar los modelos de fractura propuestos.

En este trabajo, se llevan a cabo ensayos a compresión en probetas de hueso trabecular vertebral de cerdo, modelándolos mediante elementos finitos y un modelo de daño continuo junto con la técnica de eliminación de elementos para considerar la aparición y propagación del fallo. Además, se utiliza la técnica de correlación digital por imagen (DIC) para caracterizar la fractura experimental y como método de validación del modelo numérico propuesto.

Material y métodos

Para este trabajo, se prepararon 3 probetas de hueso trabecular vertebral de cerdo en el Instituto de Biomecánica de Valencia (IBV) en forma de paralelepípedo (Fig. 1). Las probetas fueron extraídas del cuerpo vertebral de vértebras lumbares o torácicas utilizando una sierra Accutom-2. Posteriormente, se escanearon por micro-CT (servicio CENIEH, Burgos, España) con una resolución espacial isótropa de 22 μm .



Figura 1: Muestras de hueso trabecular vertebral de cerdo analizadas en el estudio.

Las imágenes resultado fueron segmentadas mediante una combinación de umbralización manual y estudio de conectividad, con el fin de evitar problemas en las simulaciones derivados de la presencia de grupos de vóxeles no conectados a la estructura principal.

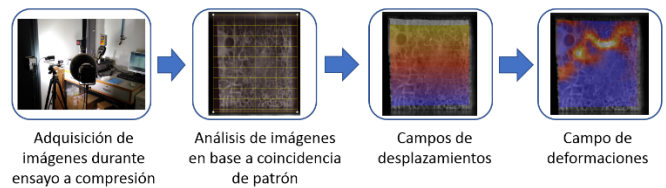


Figura 2: Esquema de funcionamiento de la técnica de correlación digital por imagen (DIC).

Las probetas se ensayaron a compresión utilizando una máquina electromecánica de baja carga nominal (MTS criterion c42), midiendo el desplazamiento relativo entre platos de compresión mediante un deflectómetro de precisión (MTS ref.:632.06H-20). Además, se tomaron imágenes durante el ensayo para la aplicación de la técnica de correlación digital por imagen (DIC), permitiendo estimar desplazamientos a partir del reconocimiento de patrones (Fig. 2). El cómputo de campos de deformaciones mediante el DIC permite proponer su uso para la validación de los resultados numéricos, ya que puede servir para estimar los patrones de fractura experimentales.

Los modelos de elementos finitos se generaron a partir de las imágenes micro-CT, consiguiendo una descripción detallada de las características microestructurales de las probetas. Las condiciones de contorno se definieron de forma que se reprodujeran los ensayos experimentales, es decir, imponiendo un desplazamiento en los nodos de la cara superior de las probetas y restringiendo el desplazamiento vertical de los nodos de la superficie inferior de las mismas. En cuanto al comportamiento material, modelamos el tejido óseo como homogéneo isótropo elástico-lineal [4], calibrando sus propiedades en función de la respuesta lineal medida en los ensayos experimentales.

El fallo a compresión del tejido trabecular se modeló en dos etapas: aparición de daño y rotura completa de las trabéculas. La aparición de daño se tiene en cuenta degradando la rigidez del tejido a partir de la utilización de una variable de daño (D) (ec.1), siguiendo una ley de variación de la variable de daño (ec.2) en función de la deformación equivalente (ec.3).

$$\sigma_{ij} = (1 - D)C_{ijkl}\epsilon_{kl} \quad (1)$$

$$D = \begin{cases} 0 & \epsilon_{eq} \leq \epsilon_{y,c} \\ 0.95 \epsilon_{eq}^2 & \epsilon_{y,c} \leq \epsilon_{eq} \leq \epsilon_{f,c} \\ 0.95 & \epsilon_{eq} \geq \epsilon_{f,c} \end{cases} \quad (2)$$

$$\epsilon_{eq} = \sqrt{\frac{2}{3} \epsilon_{ij} \epsilon_{ij}} \quad (3)$$

Por su parte, hemos considerado la iniciación y propagación de la fractura mediante la técnica de eliminación de elementos. Ambas etapas del fallo fueron implementadas utilizando una subrutina de usuario de Abaqus (USDFLD). La deformación de inicio de daño ($\epsilon_{y,c}$) y la de fractura ($\epsilon_{f,c}$) se calibraron por análisis inverso a partir de la respuesta a compresión registrada experimentalmente.

Resultados y discusión

En la Fig. 3, se muestran los resultados de las simulaciones de la fractura a compresión de cada probeta en forma de los campos de deformación equivalente a), la aplicación de la técnica DIC mostrando también los mismos campos de deformación b) y las zonas de fractura marcadas en rojo sobre imágenes tomadas en la configuración de fractura de cada probeta c).

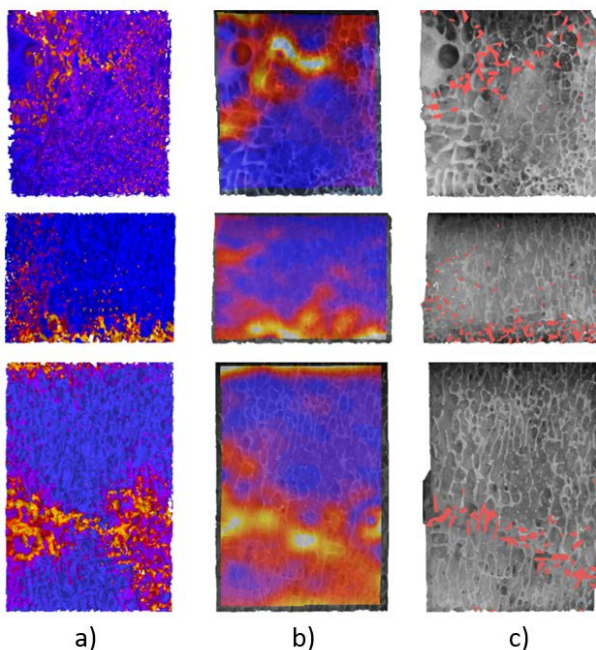


Figura 3: Comparación de los campos de deformación equivalente obtenidos por elementos finitos a), DIC b) y zonas de fractura visibles c) para las probetas #1 (arriba), #2 (medio) y #3 (abajo).

Los resultados muestran que la deformación equivalente es capaz de representar con precisión las zonas de aparición de daño y fractura en probetas de hueso sometidas a compresión. Además, los campos de deformación equivalente estimados con DIC caracterizan experimentalmente la fractura a compresión. No obstante, cabe destacar que la validación experimental con la técnica DIC predice zonas de fractura más difusas. Esto puede explicarse

por el hecho de que el cálculo de las deformaciones utilizando el DIC se realiza por detección de patrones, en este caso la propia microestructura trabecular visible, por lo que existen menos puntos de integración que en el caso de modelado por elementos finitos.

Tabla 1: Parámetros de fractura a compresión estimados a partir de los modelos de elementos finitos.

	$\epsilon_{y,c}$ [-]	$\epsilon_{f,c}$ [-]
Probeta #1	0.0068	0.041
Probeta #2		0.032
Probeta #3		0.029

Los parámetros de fallo ($\epsilon_{y,c}$ y $\epsilon_{f,c}$) estimados a partir de los modelos de elementos finitos y los ensayos a compresión, resumidos en la Tabla 1., son muy similares a los calculados en [5,6]. En el caso de $\epsilon_{y,c}$, el valor coincide con el estimado en [5] para el caso de fallo considerando grandes desplazamientos, mientras que en [6] reportan un rango de valores para $\epsilon_{f,c}$ a nivel macroscópico con una media de 0.025. Los valores de $\epsilon_{f,c}$ calculados son ligeramente mayores pero se encuentran dentro del rango reportado en [6].

Conclusiones

Se han llevado a cabo ensayos a fractura a compresión en 3 probetas de hueso trabecular vertebral de cerdo, caracterizándolos utilizando modelos de elementos finitos y DIC. Se ha propuesto un modelo de fallo basado en mecánica del daño continuo, calibrando los parámetros de inicio de daño y fractura a partir de la respuesta experimental de las probetas. Los modelos numéricos desarrollados reproducen con precisión la fractura a compresión observada experimentalmente, validados mediante el uso de la correlación digital por imagen. Además, los modelos numéricos desarrollados han servido para estimar propiedades materiales, difícilmente medibles experimentalmente. Por último, la técnica DIC aparece como susceptible para ser usada como validación de modelos numéricos, ya que sirve para caracterizar el proceso de fallo registrado experimentalmente.

Agradecimientos

Los autores desean agradecer la financiación recibida desde el Ministerio de Economía y Competitividad, en el contexto de los proyectos DPI2013-46641-R y DPI2017-89197-C2-2-R, a la Generalitat Valenciana, en el contexto del programa PROMETEO 2016/007 y al Dr. José Luis Peris-Serra, del Instituto de Biomecánica de Valencia (IBV) por su colaboración en el proyecto. Las muestras de hueso fueron escaneadas utilizando el servicio micro-CT del CENIEH, con la colaboración de su personal.

Referencias

[1] Rho J.Y. *et al.*, Med. Eng. and Phys. 20:92-102, 1998
 [2] Hambli R. Bone. 56:363-74, 2013
 [3] O'Connor D.T. *et al.*, Comput Mech. 58:423-39, 2016
 [4] Kabel J. *et al.*, J Biomech. 32:673-80, 1999
 [5] Bevell G. *et al.*, Bone. 39:1218-25, 2006
 [6] Wolfram U. *et al.* J Biomech. 44:1194-9. 2011

Caracterización del comportamiento mecánico de la mama in vivo

Martínez-Sanchis S.¹, Rupérez M.J.¹, Budia A.¹, Romero-Martín J.A.², Pérez-González A.³, Monserrat C.⁴,

¹Centro de Investigación en Ingeniería Mecánica, Universitat Politècnica de València, España, mjrupere@upvnet.upv.es

²Unidad de Cuantificación y Biomarcadores, ERESA-Ascires, España, jaromero@eres.com

³Departamento de Ingeniería Mecánica y Construcción, Universitat Jaume I de Castelló, España, aperez@uji.es

⁴Departamento de Sistemas Informáticos y Computación, Universitat Politècnica de València, España, cmonserr@dsic.upv.es

Introducción

Este estudio presenta una metodología para la estimación in-vivo de las constantes elásticas de un modelo constitutivo propuesto para caracterizar el comportamiento mecánico de la mama. La principal hipótesis de este trabajo es que se puede desarrollar un algoritmo de búsqueda iterativo basado en computación evolutiva para estimar estos parámetros utilizando imágenes médicas.

Materiales y métodos

Para la caracterización in vivo del comportamiento mecánico de la mama, una paciente se colocó en posición prono en un dispositivo de resonancia magnética, usado para realizar biopsias guiadas (Figura 1, izquierda). Se realizaron exploraciones de resonancia magnética (MR) de una de las mamas en dos estados: sin deformar y deformada, es decir, con la mama comprimida entre dos placas que normalmente se utilizan en este dispositivo para guiar las agujas durante la biopsia, y con la mama sin comprimir. Adicionalmente, y en el momento justo antes de la exploración de la mama comprimida, se midió la fuerza de compresión que las placas ejercían sobre la mama (Figura 1, derecha).



Fig. 1: MRI de la mama en el dispositivo de biopsia por resonancia magnética (izquierda), posición para medida de la fuerza ejercida por las placas (derecha).

Se eligió el modelo neo-Hooke hiperelástico para caracterizar el tejido de la mama.

Un algoritmo de búsqueda iterativa basado en genética heurística se construyó para estimar la constante elástica de este modelo, es decir, C_1 . La simulación de la compresión de la mama por las

placas del dispositivo de biopsia, se llevó a cabo mediante el método de los elementos finitos (figura 2).

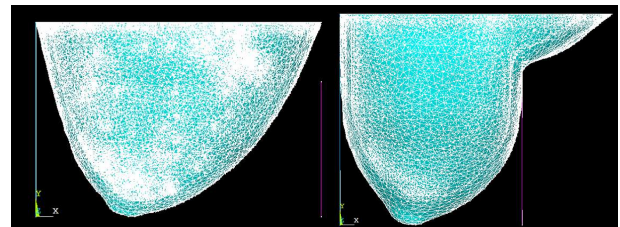


Fig. 2: Mama sin deformar (izquierda), y mama deformada (derecha) tras la simulación de compresión entre dos placas.

Se realizó un estudio test en el cual se obtenía la deformación de la mama fijando la constante elástica a 1 MPa, y aplicando la fuerza medida. Después se realizó una búsqueda ciega de este parámetro. La figura 3 muestra un esquema del proceso llevado a cabo para la determinación de este parámetro [1].

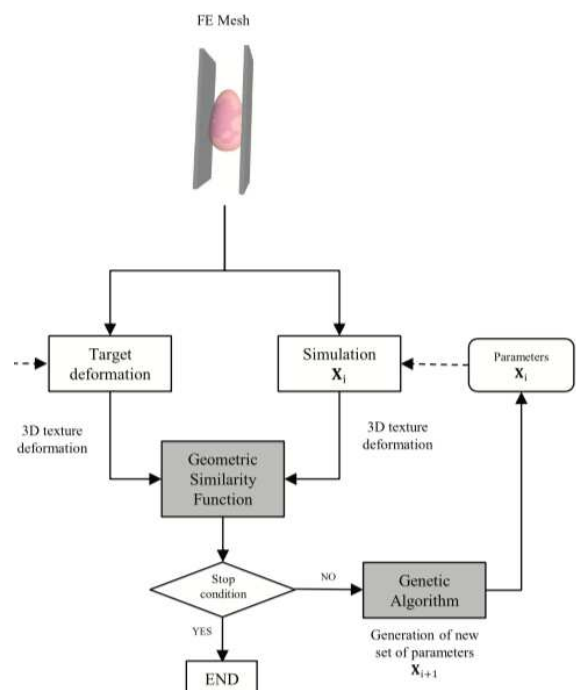


Fig. 3: Esquema del procedimiento para la determinación de las constantes elásticas de los modelos constitutivos que caracterizan el comportamiento biomecánico de la mama.

Resultados

Los resultados de este análisis mostraron que el algoritmo es capaz de encontrar las constantes elásticas de las ecuaciones constitutivas del modelo propuesto para simular el comportamiento mecánico de la mama, lo que demuestra un buen funcionamiento de la metodología propuesta. Para ello, la búsqueda ciega se realizó dentro de un rango dado entre 0.17MPa y 3.36 MPa. El mejor resultado obtenido fue de $C_1 = 1.016$ MPa, obteniendo así un error relativo de 1.6%.

Conclusión

Esta metodología puede ampliarse para caracterizar el comportamiento biomecánico real de la mama, lo que significa una gran novedad para aplicaciones relacionadas con el diagnóstico y tratamiento de lesiones sospechosas de tumor en las mamas. La implementación de esta metodología podría suponer una importante mejora en el ámbito clínico.

Agradecimientos

Este trabajo ha sido financiado por el Ministerio de Economía y Competitividad de España (MINECO) a través del proyecto(RTC-2015-3287-1)con el apoyo de los fondos europeos FEDER.

Referencias

[1]Miguel Ángel Lago; María J Rupérez; Francisco Martínez-Martínez; Sandra Martínez-Sanchís; Predrag R Bakic; Carlos Monserrat. Methodology based on genetic heuristics for in-vivo characterizing the patient-specific biomechanical behavior of the breast tissues. Expert Systems with Application. 42 (2015) : 7942-7950.
DOI: 10.1016/j.eswa.2015.05.058

Estudio de la influencia de la segmentación de probetas de hueso trabecular en la morfometría y respuesta mecánica modelada mediante elementos finitos

Gómez L., Belda R., Palomar M., Giner E.

Centro de Investigación en Ingeniería Mecánica-CIIM, Universitat Politècnica de València
Camino de Vera, 46022 Valencia, España, ribelgon@upv.es

Introducción

La estimación del comportamiento mecánico del hueso trabecular basada en imágenes micro-CT ha sido estudiada en la literatura [1,2]. Es conocido que la generación de modelos de elementos finitos basados en imágenes micro-CT y la caracterización morfométrica de las muestras son dependientes de la segmentación realizada. En muchas ocasiones, esta depende del criterio del usuario, como ocurre en la umbralización manual, que es el caso que nos ocupa.

En la literatura pueden encontrarse algunos estudios sobre la influencia de la segmentación de hueso trabecular en la estimación de sus características morfométricas [3,4]. En [3], se estudia una variación del umbral de segmentación de $\pm 1\%$ respecto al valor elegido por el usuario, mientras que en [4] se compara, respecto a un valor considerado como óptimo, la acción de 3 usuarios distintos y la aplicación de una técnica automática de segmentación. Las variaciones de umbral de segmentación debidas a la acción de distintos usuarios son de hasta un 13% [4]. Por otro lado, no se han encontrado estudios sobre la influencia de la segmentación en la respuesta a fractura a compresión modelada con elementos finitos.

En este trabajo, se pretende estudiar la influencia de la segmentación de imágenes micro-CT de hueso trabecular vertebral de cerdo en el análisis morfométrico de su microestructura y en su respuesta mecánica modelada mediante elementos finitos.

Material y métodos

Partiendo de una serie de probetas porcinas de hueso trabecular vertebral preparadas en el Instituto de Biomecánica de Valencia (IBV), se seleccionó una de ellas como objeto de estudio. Tras ser escaneada por micro-CT con una resolución espacial 3D de $22 \mu\text{m}$ (servicio CENIEH, Burgos, España), de ella se extrajo digitalmente una región de interés en forma de hexaedro regular de 2 mm de lado.

La muestra se segmentó mediante el software ScanIP, estableciendo un umbral óptimo de forma visual y realizando un estudio de conectividad de la máscara con el fin de eliminar grupos de vóxeles no conectados a la estructura principal. A partir del umbral elegido se generaron 6 máscaras más, variando $\pm 15\%$ el umbral óptimo a intervalos de 5%. Las máscaras resultantes se analizaron desde dos puntos de vista: morfométrico y mecánico.

El análisis morfométrico de todas las máscaras se realizó empleando un procedimiento desarrollado en MATLAB por el grupo de investigación. Con él se

obtuvo una estimación de los siguientes parámetros microestructurales de la muestra: fracción en volumen del hueso (BV/TV), superficie de hueso por el volumen total (BS/TV), relación entre la superficie del hueso y su volumen (BS/BV), espesor trabecular medio (Tb.Th), separación trabecular media (Tb.Sp), número de trabéculas (Tb.N), dimensión fractal (D_{2D} , D_{3D}) y grado de anisotropía (DA_{MIL}).

Para el análisis de la respuesta mecánica, primero se llevó a cabo un estudio de sensibilidad de malla con la máscara de umbral óptimo de segmentación, calculando la rigidez a compresión de cada modelo. Con las imágenes de micro-CT se generaron 6 mallas de elementos finitos variando el orden y el tamaño de elemento. Se utilizaron tetraedros lineales y cuadráticos con un tamaño característico de elemento de 0'091 mm, 0'076 mm y 0'061 mm. Posteriormente, para las condiciones de mallado elegidas, se generó un modelo para cada umbral de segmentación.

Para la simulación de la compresión de la muestra se consideró al tejido óseo trabecular como homogéneo isótropo elástico-lineal [5] ($E=10\text{GPa}$, $\nu=0.3$), se restringieron los desplazamientos de los nodos de la cara inferior y se impuso un desplazamiento en la dirección de compresión en los nodos de la cara superior. El proceso de fallo en hueso trabecular puede dividirse en dos etapas: en la primera se absorbe energía por el desarrollo de daño difuso en forma de microgrietas, mientras que en la segunda se generan superficies de fractura [6]. Para reproducir la aparición de daño se utilizó una subrutina de usuario de Abaqus (USDFLD). En ella se incluyó una variable de daño (D) (ec.1) que degrada la rigidez del tejido siguiendo una ley de daño regulada por la ec. 2 y obtenida experimentalmente [2], que a su vez depende de la deformación equivalente (ec.3).

$$\sigma_{ij} = (1 - D)C_{ijkl}\varepsilon_{kl} \quad (1)$$

$$D = \begin{cases} 0 & \varepsilon_{eq} \leq \varepsilon_{y,c} \\ 0.95 \varepsilon_{eq}^2 & \varepsilon_{y,c} \leq \varepsilon_{eq} \leq \varepsilon_{f,c} \\ 0.95 & \varepsilon_{eq} \geq \varepsilon_{f,c} \end{cases} \quad (2)$$

$$\varepsilon_{eq} = \sqrt{\frac{2}{3} \varepsilon_{ij}\varepsilon_{ij}} \quad (3)$$

La fractura trabecular completa se modeló mediante la técnica de eliminación de elementos, implementada también en la subrutina USDFLD, mediante la cual se eliminan del modelo los elementos dañados en los que se llegan a condiciones de fractura.

De las simulaciones de fractura se obtienen los siguientes parámetros: rigidez a compresión (E_{compr}),

tensión de fallo (σ_f) y deformación de fallo (ϵ_f). Definimos la tensión de fallo como el valor máximo de la tensión en la respuesta a compresión del modelo y la deformación de fallo como la deformación correspondiente a dicha tensión de fallo.

Resultados y discusión

Los resultados del estudio de sensibilidad de malla muestran convergencia en la rigidez estimada a medida que disminuye el tamaño de elemento. No obstante, las diferencias relativas al tamaño más pequeño son menores del 3.4% para elementos del mismo orden y menores de un 8.7% al cambiar el orden de elemento para un mismo tamaño característico. Por tanto, el resto de máscaras fueron malladas con tetraedros cuadráticos con un tamaño característico de elemento de 0'091 mm.

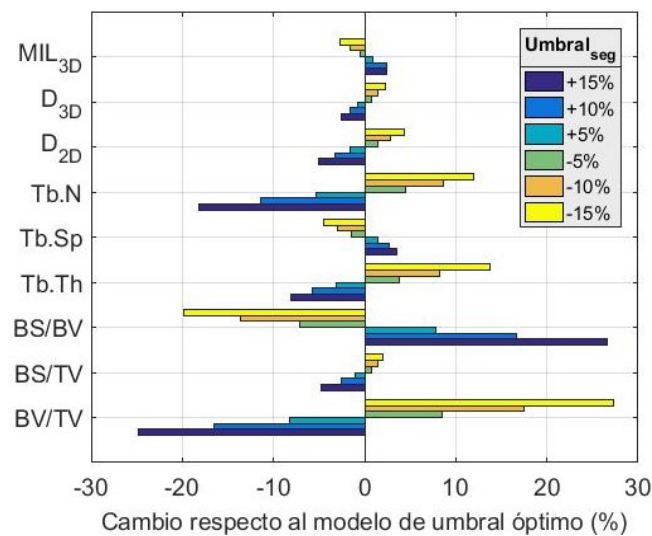


Figura 1. Influencia de la variación del umbral de segmentación en el análisis morfométrico

En cuanto a la influencia de la variación del umbral de segmentación en el análisis morfométrico (Figura 1), en los resultados se observa una influencia prácticamente lineal para los parámetros calculados salvo para BS/TV y DA_{MIL} , que tienen un comportamiento no lineal. El comportamiento no lineal del grado de anisotropía (DA_{MIL}), que presenta una estabilización de los valores al aumentar el umbral de segmentación puede explicarse por el hecho de que la estructura se hace menos anisótropa conforme se engrosa.

Los parámetros más sensibles a la variación del umbral de segmentación son BV/TV, BS/BV, Tb.N y Tb.Th, con variaciones de hasta un 27% para el caso de la fracción en volumen de hueso. Por el contrario, parámetros como DA_{MIL} , D_{2D} , D_{3D} , Tb.Sp y BS/TV son más robustos a variaciones en el umbral de segmentación. Para estos parámetros, la influencia es menor del 8% para los parámetros mencionados y llega a ser de un 2.5% para D_{3D} .

En el análisis de la respuesta mecánica se han obtenido los valores de rigidez a compresión mostrados en la Tabla 1. Estos resultados demuestran una influencia significativa de la segmentación en la

respuesta elástica, llegando a alcanzar una variación del 37% respecto al valor obtenido con el umbral de segmentación óptimo.

Tabla 1: Resultados de la rigidez a compresión al variar el umbral de segmentación un $\pm 15\%$ respecto al elegido.

Umbral de segmentación	E_{compr}	Variación respecto al umbral óptimo (%)
+15 %	1335,63	33,965
+10 %	1569,68	22,394
+5 %	1796,33	11,187
Óptimo	2022,62	-
-5 %	2254,9	11,484
-10 %	2503,62	23,781
-15 %	2779,94	37,442

Respecto a la respuesta a fractura a compresión de los modelos de elementos finitos, se observa una variación en un rango de $[+23.8\%, -31.9\%]$ de la tensión de fallo (σ_f) al variar un $\pm 15\%$ el umbral de segmentación. La deformación de fallo (ϵ_f) es más robusta a la segmentación, con variaciones en un rango del $[-4\%, +11.5\%]$.

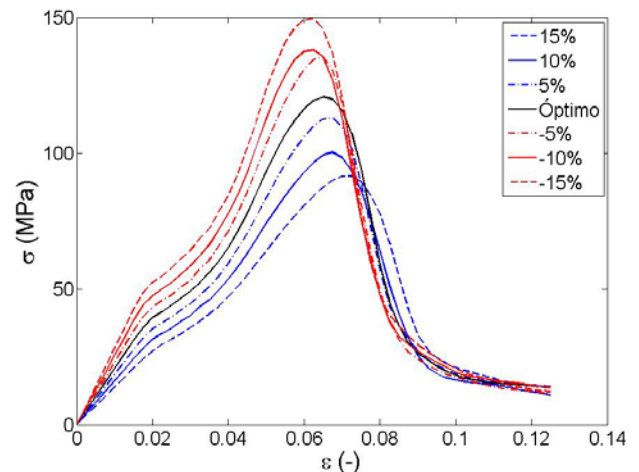


Figura 2. Respuesta $\sigma - \epsilon$ de los modelos de elementos finitos generados a partir de máscaras segmentadas variando el umbral de segmentación.

Conclusiones

Los resultados del estudio muestran una clara influencia de la segmentación tanto en los parámetros microestructurales de los modelos generados como en su respuesta mecánica estimada con elementos finitos.

Agradecimientos

Los autores desean agradecer la financiación recibida desde el Ministerio de Economía y Competitividad, en el contexto de los proyectos DPI2013-46641-R y DPI2017-89197-C2-2-R y a la Generalitat Valenciana, en el contexto del programa PROMETEO 2016/007.

Referencias

- [1] van Rietbergen B. *et al.*, J Biomech. 28(1):69-85, 1995.
- [2] Hambli R., Bone. 56:363-74, 2013.
- [3] Hara T. *et al.*, Bone. 31:107-9, 2002.
- [4] Parkinson I.H., *et al.*, Australas Phys Eng Sci Med. 31:160-4, 2008.
- [5] Kabel J. *et al.*, J Biomech. 32:673-80, 1999
- [6] Gupta H.S. *et al.*, Med Eng Phys. 30:1209-26, 2008.

Role of oxygen concentration in cell behavior: A finite element model

Pau Urdeix, S. Jamaledin Mousavi, Mohamed H. Doweidar*

Mechanical Engineering Department, School of Engineering and Architecture (EINA), University of Zaragoza, Zaragoza, Spain

Aragón Institute of Engineering Research (I3A), University of Zaragoza, Zaragoza, Spain

Biomedical Research Networking Center in Bioengineering, Biomaterials and Nanomedicine (CIBER-BBN), Zaragoza, Spain.

(* Corresponding author: mohamed@unizar.es)

Introduction

The processes of cell migration, proliferation, differentiation, and apoptosis are essential during morphogenesis and tissue remodeling. These processes are regulated by a complex combination of mechanical, electrical, chemical and thermal cues. One of the most relevant cues is the oxygen concentration. Cells live under certain oxygen concentrations (normoxia), the lack of oxygen (hypoxia) can lead to the inhibition of the cell activity¹ and even to trigger cell apoptosis (anoxia). Oxygen concentration plays a key role during biological processes such as wound healing. Cells are activated, due to the lack of oxygen in the extracellular matrix (ECM), migrating towards the wound and promoting the generation of new blood vessels^{2,3}. In addition, oxygen concentration present in tissues varies according to cell type, maintaining a close relationship between oxygen concentration and cell type. In this way, it has been possible to control the cell differentiation through the control of oxygen concentration⁴.

Although many experimental studies have been carried out to understand the effects of the oxygen concentration on the cell behavior, only few computational models focused on this topic.

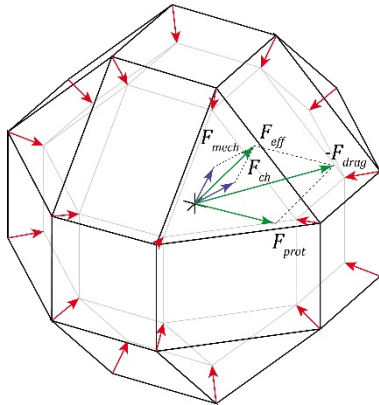


Figure 1: Cell discretization. Sensing forces (red) are applied to each membrane node. A balance of forces in the cell defines cell migration.

Material and methods

In this work, we present a computational model for 3D cell behavior (migration, differentiation, proliferation, and apoptosis), where mechanical and chemical effects are both included. The effect of oxygen concentration has been considered both as a chemical stimulus and as a life support. For this propose, all the formation and algorithms are implemented in the finite element software (Abaqus⁵) through a user subroutine. For the simulations, an extracellular matrix of 400x200x200 μm , discretized in 16.000 hexahedral

elements, was used. The cells have been generated as a user-defined element with 24 nodes (see Figure 1).

Cell migration: Cell migration has been calculated as a balance of the forces of the cell⁶ (1):

$$\mathbf{F}_{eff} + \mathbf{F}_{prot} + \mathbf{F}_{drag} = 0 \quad (1)$$

where F_{eff} is the effective traction force of the cell due to the internal cell deformation, F_{prot} is the protrusion force, and F_{drag} is the drag force due to the viscosity of the ECM.

F_{eff} is calculated as (2):

$$\mathbf{F}_{eff} = \|\mathbf{F}_{trac}\| \cdot \left[\mu_{mech} \frac{\mathbf{F}_{trac}}{\|\mathbf{F}_{trac}\|} + \mu_{o_2} \frac{\nabla[o_2]}{\|\nabla[o_2]\|} \right] \quad (2)$$

with μ_{mech} and μ_{o_2} the effectiveness coefficients of the mechanical and chemical cues, respectively, that must satisfy $\mu_{mech} + \mu_{o_2} = 1$, F_{trac} is the resultant of the cell traction forces among all external nodes, and $\nabla[o_2]$ is the gradient of oxygen concentration.

F_{prot} is calculated as (3):

$$\mathbf{F}_{prot} = \kappa \cdot \|\mathbf{F}_{trac}\| \cdot \mathbf{e}_{rand} \quad (3)$$

with e_{rand} as a random unit vector and κ a random factor between $0 \leq \kappa < 1$.

F_{drag} is calculated as (4):

$$F_{drag} = [6 \cdot \pi \cdot r] \cdot \eta \cdot v \quad (4)$$

where $[6 \cdot \pi \cdot r]$ is the shape factor (in stroke regime) for a sphere with r radius at v velocity in an ECM with η viscosity.

Cell differentiation: In this model, the decision of the cell to differentiate in a certain phenotype depends on the level of mechanical stimuli to which the cell is subjected during its maturation⁷. This mechanical stimulus has been calculated with the cell membrane deformations as (5):

$$\gamma(x, t) = \sum_{i=1}^n \mathbf{e}_{pol} \cdot \boldsymbol{\varepsilon}_i \cdot \mathbf{e}_{pol}^T \quad (5)$$

where $\gamma(x, t)$ represents the mechanical stimuli in each cell and time increment, e_{pol} is the direction of cell polarization, and $\boldsymbol{\varepsilon}_i$ is the deformation tensor of the cell.

Cell proliferation: When a cell reaches maturity, it has the possibility of proliferating, generating two immature cells. One of the new cells will occupy the position of its mother, while the other will be placed in a random position in its proximity. This process can be inhibited by a low concentration of oxygen ($[o_2]_{hyp}$) as well as by an insufficient mechanical stimulation (γ_{prol}).

Oxygen conditions: Finally, oxygen thresholds for hypoxia ($[o_2]_{hyp}$) and anoxia ($[o_2]_{anox}$) have been defined. Cells under hypoxic conditions cannot differentiate or proliferate, and cells under anoxic conditions undergo apoptosis.

Results and discussion

Three different cases have been evaluated to validate this model under different oxygen concentrations. For all of them, 10 mesenchymal stem cells (MSC) have been seeded in an ECM with a uniform stiffness of 45 kPa.

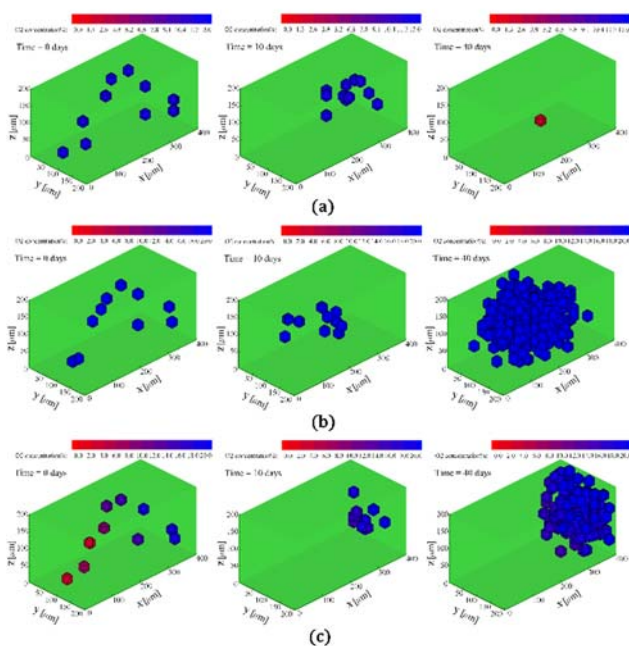


Figure 2: Cell differentiation, migration, proliferation and apoptosis (a) in a confined ECM, (b) in an ECM with constant oxygen concentration, and (c) in an ECM with oxygen gradient.

In the first case, the cells are seeded in a confined ECM with an initial concentration of 13%. Cells consume the oxygen until it is finished passing through the states of normoxia (6-21% $[o_2]$), hypoxia (1-6% $[o_2]$) and, finally, anoxia (<1% $[o_2]$). While the oxygen concentration remains up to the limit of hypoxia ($[o_2]_{hyp}$), the cells can differentiate and proliferate. When the oxygen concentration falls below this limit, the cell proliferation and differentiation are inhibited. When the oxygen concentration falls below the anoxic threshold, cells start to undergo apoptosis. At the end of this simulation (40 days) only one cell remains in the ECM (see Figure 2, a).

In the second case, the cells are seeded in an ECM with constant oxygen concentration (21%), simulating a culture with oxygen perfusion. As the conditions are favorable to the cells, they differentiate and proliferate until the end of the simulation (see Figure 2, b).

In the third case, it was generated an oxygen gradient along the ECM, with maximum oxygen concentration at plane $x=400 \mu\text{m}$ (21%) and minimum oxygen concentration at plane $x=0 \mu\text{m}$ (0%). The gradient of oxygen causes the cell migration to the plane with maximum concentration. Cells under anoxic conditions undergo apoptosis, while cells under normoxic conditions differentiate and proliferate. In the middle, cells are inhibited until they achieve the normoxic zone, where they start to differentiate and proliferate. At the end of the simulation, cells are located close to the plane with maximum oxygen concentration (see Figure 2, c).

Conclusion

This model includes the effect of both mechanical and chemical stimuli in the cell behavior. Processes as migration, differentiation, proliferation, and apoptosis are studied on a 3D ECM.

The obtained results in all the three cases are consistent with the experimental test of the bibliography^{4,8,9,10}. Although more complex experiments will be necessary to calibrate properly this model, it has been shown to be able of qualitatively predict the cell behavior, thus establishing a first step for the implementation of a complex cellular model.

Acknowledgments

The authors gratefully acknowledge the financial support from the Spanish Ministry of Economy and Competitiveness (MINECO MAT2016-76039-C4-4-R, AEI/FEDER, UE), the Government of Aragon (DGA-T24_17R) and the Biomedical Research Networking Center in Bioengineering, Biomaterials and Nanomedicine (CIBER-BBN). CIBER-BBN is financed by the Instituto de Salud Carlos III with assistance from the European Regional Development Fund.

References

- [1] J. C. Utting et al., Exp. Cell Res. 312:1693–1702, 2006.
- [2] D. S. Steinbrech et al., Plastic and Reconstructive Surgery. 104:738–747, 1999.
- [3] J. Malda et al., Tissue Engin.. 13:2153–2162, 2007.
- [4] A. Salim et al., J of Biological Chemistry. 279:40007–40016, 2004.
- [5] DS SIMULIA Corp., 2011.
- [6] S. J. Mousavi et al., Phys. Biol. 2:026002, 2014
- [7] S. J. Mousavi et al., Plos One. 5:e0124539, 2015
- [8] W. Zhu et al., Stem Cells. 24:416–425, 2006.
- [9] A. Jonitz et al., J. of Mat. Sci.: Mat. in Med.. 22:2089–2095, 2011.
- [10] E. Volkmer et al., Tissue Engin. Part A. 14:1331–1340, 2008.

Breastcare: Desarrollo de un algoritmo diagnóstico multimodal incluyendo la PET-RM para el diagnóstico precoz y monitorización del cáncer de mama.

Rupérez M.J.¹, Solves-Llorens J.A.², Martínez-Gabis J.², Martínez-Sanchis S.¹, Romero-Martín, J.A.³, Pérez-González A.⁴, Monserrat C.²

¹ Centro de Investigación en Ingeniería Mecánica, Universitat Politècnica de València, España, mjrupere@upvnet.upv.es

² Departamento de Sistemas Informáticos y Computación, Universitat Politècnica de València, España, cmonserr@dsic.upv.es

³ Unidad de Cuantificación y Biomarcadores, ERESA-Ascires, España, jaromero@eresacom.com

⁴ Departamento de Ingeniería Mecánica y Construcción, Universitat Jaume I de Castelló, España, aperez@uji.es

Introducción

Este resumen presenta el proyecto Breastcare financiado por el Ministerio de Economía y Competitividad en la convocatoria Retos-Colaboración 2014. El objetivo general de este proyecto es el desarrollo de un método de registro multimodal de imágenes correspondientes a exploraciones mamográficas mediante MRI, PET y Rayos-X (MRX) totalmente automático y transparente al radiólogo. Con todo ello, se pretende conseguir una herramienta software que permita hacer uso de todo el potencial de exploración diagnóstico mediante la combinación de las imágenes proporcionadas por los diferentes dispositivos existentes en los hospitales actuales.

Materiales y métodos

Para alcanzar el objetivo general antes descrito se han llevado a cabo las siguientes tareas:

1. Se ha desarrollado un método de identificación de tejidos mediante segmentación que ha permitido modelar de forma más precisa los tejidos de la mama de cada paciente en particular. Esto ha dado lugar a una mayor precisión en la simulación de la compresión mamográfica de la misma necesaria para el registro MRX-MRI.

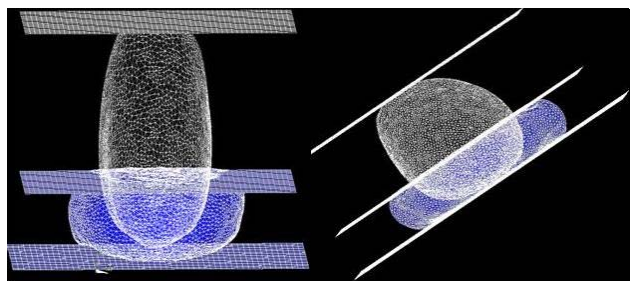


Fig. 1: Simulación de la compresión mamográfica durante una mamografía de rayos X mediante el MEF.

2. Se están determinando las propiedades físicas de cada tejido por separado de cada mama en particular, haciendo así que el comportamiento biomecánico de la mama sea específico de paciente. Para ello, se han realizado exploraciones MRI de la mama en dos estados: sin deformar (con la paciente en posición

prono) y deformada (con la paciente en posición prono pero con la mama comprimida entre dos placas). De la exploración deformada, además, se ha obtenido la fuerza de compresión que las placas realizan sobre la mama (figura 2). Con toda esta información, y aplicando algoritmos genéticos, se pueden obtener los parámetros biomecánicos de la mama específicos de cada paciente. Estos se pueden introducir en el sistema para simular la compresión mamográfica durante una MRX de la mama, mejorando así el registro intermodal de imágenes.



Fig. 2: MRI de la mama en el dispositivo de biopsia por resonancia magnética (izquierda), posición para medida de la fuerza ejercida por las placas (derecha).

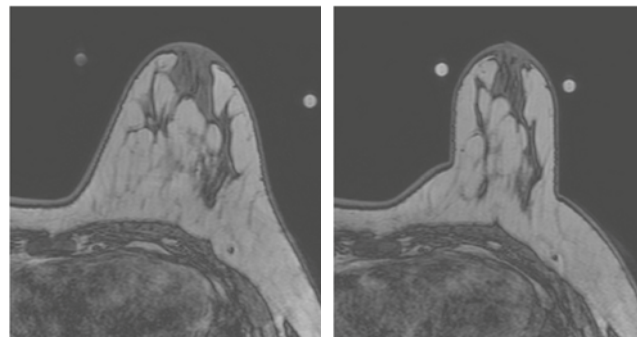


Fig. 3: MRI de la mama sin deformar (izquierda), MRI de la mama deformada (derecha).

3. En cuanto al registro MRI-PET/TAC se ha llevado a cabo un registro rígido que permite adaptar las características de la MRI a la imagen PET/TAC con la que se pretende registrar. Un segundo registro ajusta la imagen MRI reposicionada con la imagen PET/TAC.

Se ha llegado a la conclusión de que el mejor método de registro multimodal MRI-PET consiste en el registro blando mediante BSplines. Además, con el objetivo de optimizar los cálculos, se ha hecho uso de una estrategia de multiresolución, en la que se reescalan las imágenes varias veces y se registran entre ellas comenzando, siempre, por las de menor resolución. De este modo, se usan los parámetros de salida del registro de un tamaño inferior como los iniciales para el registro del siguiente tamaño.

Para la medida del ajuste, se utiliza la medida del error que devuelve la Información Mutua (IM) de Mattes [2], que permite relacionar dos imágenes con diferentes niveles de gris, medida de error que se minimiza durante el proceso de registro blando.

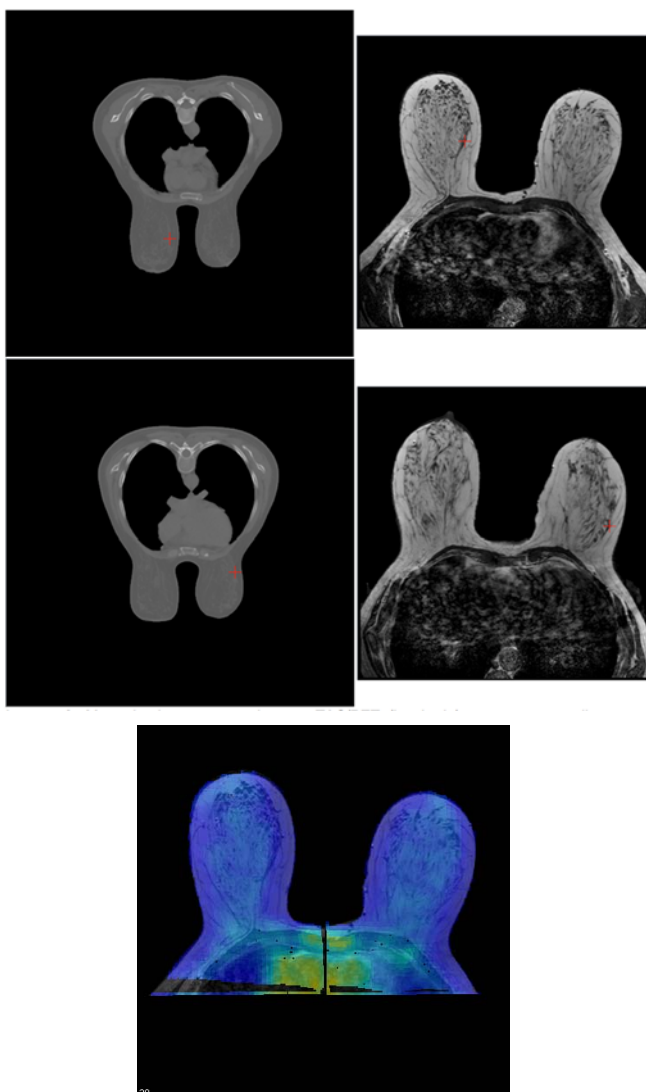


Fig. 3: Imagen superior: MRI de la mama (izquierda), imagen de TAC (derecha). Imagen inferior: registro final MRI-PET/TAC

Resultados

En primer lugar, se ha llevado a cabo una validación exhaustiva de la segmentación de tejidos de mama mediante su integración en el servicio de radiología de ERESA, entidad que está colaborando en el proyecto. En segundo lugar, se ha llevado a cabo una validación

del registro multimodal MRI, PET/TAC durante su integración en ERESA. Se han conseguido ajustes en torno al 0.65 (con valor máximo 1) cuando el ajuste de partida estaba entre el 0.07 y el 0.26.

El proceso de validación del módulo de registro MRX-MRI está siendo evaluado, aunque ya se había obtenido previamente errores en la detección de estructuras internas por debajo de los 5 mm [1] con otro tipo de imágenes.

Conclusión

El proyecto Breastcare ha permitido el desarrollo de un prototipo software de registro multimodal MRI-PET/TAC-MRX. Este prototipo ha de permitir mejorar la sensibilidad y especificidad en el diagnóstico de lesiones de mama, colocando ambos parámetros por encima del 90%.

La herramienta desarrollada es totalmente automática, transparente al radiólogo y adaptada a paciente con el objetivo de conseguir una mayor precisión, sensibilidad y especificidad en el diagnóstico de lesiones de mama de forma no invasiva.

El prototipo funciona prácticamente con librerías de software libre de modo que su integración en los servicios de radiología no implica un incremento en el precio final del prototipo.

Agradecimientos

Este trabajo ha sido financiado por el Ministerio de Economía y Competitividad de España (MINECO) a través del proyecto (RTC-2015-3287-1) con el apoyo de los fondos europeos FEDER y gracias a la beca de colaboración financiada por la Cátedra UPV-Fundación Quaes concedida a Jordi Martínez Gabis.

Referencias

- [1] Juan Antonio Solves-Llorens, María José Rupérez, Carlos Monserrat, Eloisa Feliu, Mila García, Maximiliano Lloret. A complete software application for automatic registration of X-ray mammography and magnetic resonance images. Medical Physics: 41, 081903, 2014. Editorial: American association of Physics
DOI: <http://dx.doi.org/10.1118/1.4885957>
- [2] R.M.Gray, "Entropy and Information Theory", Springer 2011. Second Edition.

Evaluación de la estabilidad estructural de vertebras con metástasis a partir de imágenes médicas mediante el *Cartesian grid finite element method – cgFEM*

A.F. Benavides¹, O.A. González Estrada², E. Nadal¹, E. Arana³, J.J. Ródenas¹

¹ Centro de Investigación en Ingeniería Mecánica CIIM. Universitat Politècnica de València (España)

anbeser@posgrado.upv.es; ennaso@upvnet.upv.es; jirodena@mcm.upv.es

² GIEMA. Universidad Industrial de Santander (Bucaramanga, Colombia), agonzale@saber.uis.edu.co

³ Dep. de Radiología. Fundación Instituto Valenciano de Oncología (España), Estanis.Arana@uv.es

Introducción

El esqueleto es el órgano donde más frecuentemente existen metástasis en pacientes con cáncer, siendo la de columna la más frecuente. Los tumores que más frecuentemente presentan esta complicación son los de próstata y mama, que son los tipos de cáncer más frecuentes en hombres y mujeres en España^[1]. Alrededor de un 39% de pacientes con cáncer de mama o próstata desarrollan metástasis vertebrales, pero si se consideran pacientes con estado avanzado de estos tipos de cáncer, la prevalencia se eleva a valores cercanos al 70%^[2]. Su diagnóstico indica un mal pronóstico, especialmente por la alta probabilidad de complicación esquelética relacionada (CER), entre ellas la fractura. Las CER representan la mayor parte de los costes hospitalarios de estos pacientes.

El mayor riesgo y las complicaciones más invalidantes son en columna y pelvis. La metástasis en columna puede producir lesiones que comprometen la estabilidad de las vértebras donde aparecen, pudiendo hacer que estas lleguen a colapsar, lo que podría producir daños en la médula espinal.

Los nuevos tratamientos farmacológicos anti-resortivos, cuyo objetivo es frenar la reabsorción de hueso, fundamentalmente alargan el tiempo medio hasta la CER, por lo que resulta necesario disponer de sistemas de predicción fiables de fracturas patológicas.

Esta comunicación pretende presentar una nueva línea de investigación abierta recientemente en el Centro de Investigación en Ingeniería Mecánica CIIM (Univ. Politécnica de Valencia) en colaboración con la Fundación Instituto Valenciano de Oncología (IVO) y la Universidad de Santander (Colombia). El objetivo de esta nueva línea de investigación que aquí se presenta es el de desarrollar metodologías que permitan evaluar la estabilidad estructural de vertebras de pacientes que desarrollan metástasis como consecuencia de un tumor primario y proporcionar un diagnóstico del riesgo de fractura a lo largo del tiempo de las vértebras afectadas. Esta línea de trabajo se estructura principalmente alrededor de una implementación del método de los elementos finitos (MEF / FEM) desarrollada e implementada durante los últimos años en el CIIM que simplifica enormemente la generación de modelos numéricos a partir de las imágenes médicas.

Imágenes médicas (IM)

La tomografía computerizada (TC o TAC) es la prueba de imagen más utilizada para la evaluación tumoral.

Dada la posibilidad de aparición de metástasis en columna en pacientes con tumores de próstata o mama, el seguimiento de estas enfermedades contempla la realización de TC de columna con periodicidad trimestral inicialmente, pasando a semestral y anual de no detectarse metástasis. Los criterios RECIST, usados para medir el modo en que un paciente de cáncer responde al tratamiento, no son los adecuados para medir la enfermedad ósea y se necesitan métodos cuantitativos más reproducibles^[3]. Dada la disponibilidad de TC, recientemente se han reseñado técnicas de postproceso de imagen de las exploraciones clínicas habituales. Éstas permitirían la cuantificación de la osteoporosis^[4], detección de la enfermedad neoplásica más allá de lo que la vista percibe^[5], su cuantificación^{[6],[7]} y, de manera básica, el riesgo de fractura de las vértebras de forma no invasiva^[8].

Simulación del comportamiento estructural

La disponibilidad de IMs ha abierto la posibilidad de utilizarlas para desarrollar modelos *patient-specific* (personalizados) que permiten realizar simulaciones numéricas *in-silico*, realistas, a través de las cuales puede extraerse todavía mayor información relativa al paciente. Cada vez se realizan más estudios para crear modelos con el método de los elementos finitos MEF/FEM, a partir de dichas imágenes^[9] a través de un proceso que, idealmente, debería estar totalmente automatizado. El enfoque tradicional de obtención de modelos MEF personalizados basado en geometría, requiere el uso de un proceso de segmentación de la imagen para reconstruir la geometría de los órganos de interés y su mallado conforme (malla adaptada a la geometría). Este procedimiento suele requerir la intervención de especialistas del ámbito de la salud para definir los límites del órgano o la, en muchas ocasiones poco definida, frontera entre hueso trabecular y cortical. Posteriormente suelen asignarse propiedades de material uniformes en cada uno de los volúmenes. Otro enfoque, basado en píxeles, prevé asociar un EF hexaédrico y unas propiedades de material a cada píxel(2D)/vóxel(3D)^[9], generando automáticamente un modelo de EF, aunque de gran tamaño y enorme coste computacional que dificulta su uso clínico.

Cartesian grid Finite Element Method – cgFEM

El CIIM ha desarrollado durante los últimos años una adaptación del MEF, el *cgFEM*, que permite la generación directa de modelos de EF de mallas

cartesianas a partir de imágenes médicas utilizando refinamientos h -adaptativos para mejorar la calidad de la solución. La IM se introduce directamente en la malla cartesiana de estructura jerárquica, no requiriendo la definición explícita de la geometría. Situando un conjunto de píxeles dentro de cada elemento, a cada píxel le son asociadas propiedades mecánicas en relación a su nivel de gris, que son homogeneizadas en el elemento mediante la integración numérica de su matriz de rigidez. Se mantiene así toda la información de la IM y modelos MEF de tamaño razonable, evitando la segmentación^{[10],[11]}. Ver Fig. 1.

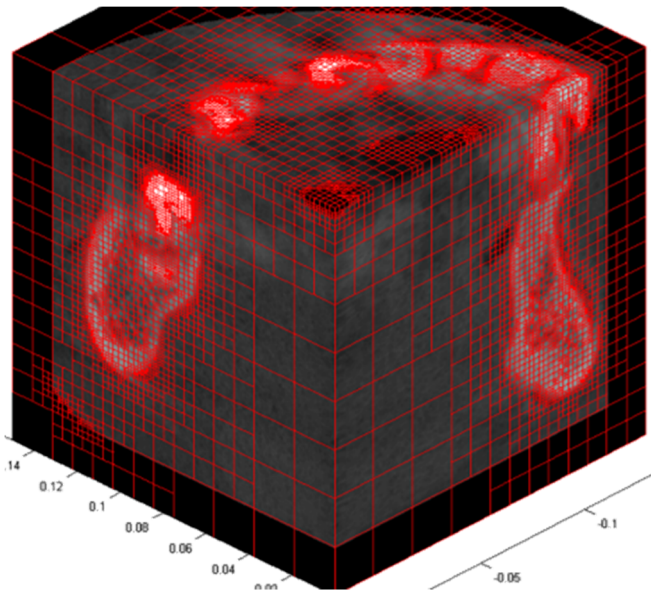


Fig. 1.- Modelo 3D de mandíbula (se muestra 1/4). El modelo completo, de 1.5 millones de nodos y 2 millones de elementos, fue generado, de manera desasistida, en 65 segundos en un ordenador de sobremesa mediante cgFEM, íntegramente desarrollado en Matlab.

Evaluación de la estabilidad estructural

Para la evaluación de la estabilidad estructural de las vértebras en esta nueva línea de investigación se pretenden desarrollar y comparar 2 estrategias. La primera de ellas representaría un planteamiento tradicional que consistirá en aplicar cargas fisiológicas sobre el modelo $cgFEM$ de la vértebra y evaluar resultados como las distribuciones de tensiones y deformaciones, nivel de rigidez de la vértebra ante distintos tipos de cargas, etc. La segunda estrategia consistirá en evaluar los valores propios de la matriz de rigidez del modelo $cgFEM$ de la vértebra. Esta estrategia se justifica por unos ensayos preliminares realizados con el MEF estándar. Estos ensayos mostraron variaciones de un 12% en el primer valor propio de la matriz de rigidez de la vértebra sana L5 de un paciente y de la misma vértebra 5 años después, cuando el paciente había desarrollado, por metástasis, una lesión lítica sobre dicha vértebra. Por tanto, parámetros como dicho autovalor se perfilan como buenos candidatos a usar para evaluar el riesgo de fractura en las vértebras, que tiene una ventaja fundamental: dicho riesgo podrá ser evaluado sin aplicar cargas sobre el modelo, lo que simplificaría el proceso de análisis al no resultar necesaria la definición de superficies donde aplicarlas. En caso de que los

autovalores no fueran un biomarcador lo suficientemente rico para cuantificar el riesgo de colapso de las vértebras, se planteará la posibilidad de incluir también la información proporcionada por los autovectores, estados tensionales, etc.

Evaluación del riesgo de colapso

La complejidad de los procesos biológicos hace que los análisis estructurales no resulten suficiente para proporcionar por sí solos para valorar la evolución del riesgo de colapso de las vértebras a medida que crece un tumor. Por ello, la línea de investigación pretende estudiar también la aplicabilidad de técnicas Machine Learning (ML) para realizar esta valoración.

Así, una vez que se haya desarrollado la metodología de análisis estructural, se implementará un algoritmo ML que se adaptará adecuadamente a fin de estudiar la viabilidad de obtener un metamodelo con el que estimar el comportamiento estructural de la vértebra en términos de riesgo de colapso de la misma. Se pretende realizar análisis mediante $cgFEM$ para varios niveles de crecimiento del tumor. Con los resultados de estos análisis y el resto de datos del paciente, el algoritmo ML (entrenado con historias clínicas de pacientes de la base de datos del IVO) se encargará de valorar el riesgo de colapso para cada tamaño del tumor, proporcionando así a los especialistas clínicos información para planificar los tratamientos adecuados.

Agradecimientos

Se agradece la financiación del Ministerio de Economía, Industria y Competitividad (DPI2017-89816-R), de la Generalitat Valenciana (PROMETEO/2016/007 y EMERGENTES/GV/2018//095).

Referencias

- [1] Las cifras del cancer en España 2017. Sociedad Española de oncología médica. <http://www.seom.org/es/prensa/el-cancer-en-espanyacom/105941-las-cifras-del-cancer-en-espana-2017?showall=1> (visualizado 2-7-2017).
- [2] Eleraky M, et al. Curr Opin Support Palliat Care. 4:182-188, 2010
- [3] Costelloe CM et al. J Cancer. 1:80, 2010.
- [4] Schreiber JJ et al. J Bone Joint Surg Am. 93:1057-1063, 2011.
- [5] O'Connor SD et al. Radiology. 242:811-816, 2007
- [6] Nazarian A et al. Calcif Tissue Int. 83:368-379, 2008
- [7] Pakdel A et al. Ann Biomed Eng. 44:3359-3371, 2016.
- [8] Thibault I et al. Int J Radiat Oncol Biol Phys. 97:75-81, 2017
- [9] A Alberich-Bayarri A et al. J Biomed Mater Res. 1 (91B): 191-202, 2009.
- [10] Giovannelli L. VipIMAGE. 167-172, 2013.
- [11] Giovannelli et al. FEAD. 136:37-57, 2017.
- [12] Kouroua K. Comp & Struct Biotech Jour. 13, 8-17 2015

Desarrollo de una herramienta de software para la evaluación automática del riesgo de fractura de cadera basada en modelos biomecánicos paciente-específico

Villamor E.¹, Romero-Martín J.A.², Monserrat C.¹, Rupérez M.J.³

¹ Departamento de Sistemas Informáticos y Computación, Universitat Politècnica de València, España, edvilme@upv.es, cmonserr@dsic.upv.es

² Unidad de Cuantificación y Biomarcadores, ERESA-Ascires, España, jaromero@eresacom.com

³ Centro de Investigación en Ingeniería Mecánica, Departamento de Ingeniería Mecánica y Materiales, Universitat Politècnica de València, España, mirupere@upvnet.upv.es

Introducción

La densidad mineral ósea (BMD), medida por la Absorciometría de Rayos-X de Energía-Dual (DXA), constituye la base de la práctica clínica actual para el diagnóstico de la osteoporosis y la evaluación del riesgo de fractura de cadera. Sin embargo, más del 50% de los pacientes que experimentan fractura de cadera no se encuentran dentro del rango osteoporótico¹. De hecho, solo el 56% de la resistencia femoral se debe a la BMD². Los mayores contribuyentes a la fractura son los principios mecánicos de la caída y las propiedades mecánicas del hueso, que no son considerados en las exploraciones actuales de DXA. Por ello, un análisis de ambos tiene un gran potencial de mejorar la evaluación del riesgo de fractura^{3,4}.

El objetivo de este estudio es el desarrollo de una herramienta automática que construya modelos biomecánicos paciente-específico del fémur, a partir de imágenes DXA e información clínica del paciente, y ejecute simulaciones numéricas de la situación de caída para determinar el riesgo de fractura de cadera del paciente.

Materiales y métodos

La batería de pruebas, utilizada en la fase de desarrollo, contó con 101 casos de control aleatorios adquiridos mediante el equipo Lunar iDXA (GE Healthcare). La herramienta de software fue desarrollada en lenguaje MATLAB (TheMathworks Inc., Natick, MA, USA) y utiliza un módulo de segmentación automática, basado en Redes Neuronales Convolucionales (CNN), desarrollado en el Departamento de Sistemas Informáticos y Computación de la UPV. La construcción de los modelos biomecánicos fue implementada con el soporte del toolbox de código abierto GIBBON⁵, ejecutándose las simulaciones numéricas en el paquete de software libre FEBio⁶.

La herramienta de software consta de 7 módulos (Fig. 1). Tras el módulo de segmentación, se reconstruye el fémur reduciendo el efecto pixelado del contorno geométrico, y el ruido en los niveles de gris, mediante técnicas de suavizado. La geometría en píxeles se reescala a unidades métricas y el nivel de gris se convierte a BMD mediante correlaciones determinadas por ingeniería inversa. En el módulo de mallado, se genera una malla con una única capa de

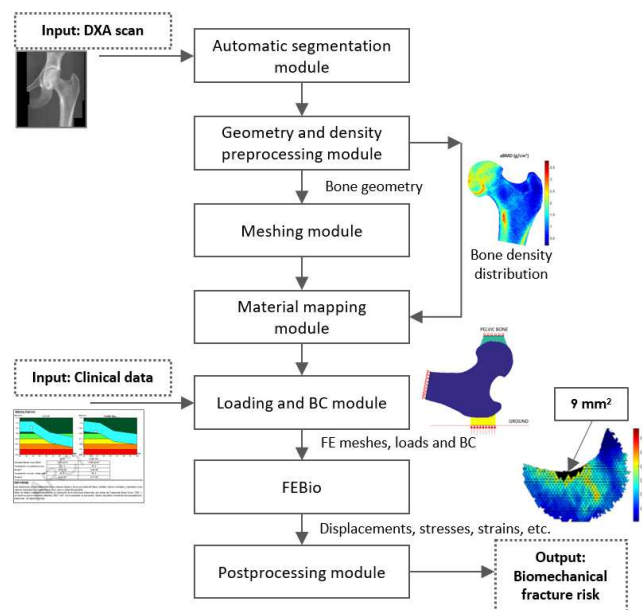


Figura 1: Workflow de la herramienta de software

elementos tetraédricos. Dicha malla es importada en un módulo donde se aplican técnicas de mapping para asignar los píxeles del DXA a cada elemento de la malla. De acuerdo con los trabajos de Yang L. *et al.*^{2,3,7}, la BMD por unidad de área (aBMD) es convertida a BMD volumétrica (vBMD) y a densidad aparente (ρ_{app}). Las propiedades del material son calculadas mediante las relaciones empíricas obtenidas por Morgan E. *et al.*^{8,9}, en función de la densidad aparente y la región anatómica del fémur:

$$E = \begin{cases} 15010\rho_{app}^{2.18} & \text{if } \rho_{app} \leq 0.280 \text{ g/cm}^3 \\ 6850\rho_{app}^{1.49} & \text{if } \rho_{app} > 0.280 \text{ g/cm}^3 \end{cases} \quad (1)$$

$$\varepsilon_{yc} = \begin{cases} 0.7 & \text{if } \rho_{app} \leq 0.27 \text{ g/cm}^3 \\ 0.85 & \text{if } \rho_{app} > 0.27 \text{ g/cm}^3 \end{cases} \quad (2)$$

El coeficiente de Poisson se tomó de valor 0.3¹⁰. En base a los trabajos de Yang L. *et al.*^{2,3,7} y Orwoll ES *et al.*¹¹, se establecen las condiciones de contorno del modelo de elementos finitos, simulando la situación de caída lateral. Se aplica la presión del impacto sobre el trocánter mayor, se restringe el desplazamiento lateral en la cabeza femoral y se considera una fijación en el extremo distal del fémur proximal. El modelo dinámico de impacto de van den Kroonenberg fue implementado para el cálculo de la fuerza de

impacto¹², empleando como inputs datos clínicos primarios de cada paciente. A diferencia de los trabajos usados de base, se aplicaron características paciente-específico del tejido blando trocantéreo para tener en cuenta su efecto de atenuación en la caída¹.

Con todo ello, se realiza un análisis elástico-lineal con el paquete de elementos finitos FEBio. En el último módulo, se efectúa el postprocesado de la solución obtenida de acuerdo al criterio de fallo validado por Yang L. *et al.*^{2,3,7}. Este criterio se define en base a la Deformación Principal de Compresión (DPC). Tras dividir la DPC por el Límite de Deformación a Compresión (ϵ_{yc} o LDC) de la ecuación (2), se genera un mapa de ratio de deformación (SR). La resistencia femoral se define como la fuerza de impacto que da lugar a una DPC, en una región continua de 9mm² (en la proyección 2D del hueso), superior al LDC (SR>1). El mínimo valor de SR en esta región se denomina load-to-strength ratio (LSR). Por tanto, un paciente con LSR>1, que es el límite biomecánico teórico de fractura, se clasificaría dentro del grupo de alto riesgo de fractura.

Resultados y discusión

Se han desarrollado una serie de subrutinas que permiten analizar el riesgo biomecánico de fractura a partir de imágenes DXA e información clínica del paciente de forma completamente automática. La herramienta se ha implementado en un entorno de software libre (el código MATLAB puede ser transcrito a código C) y el tiempo de ejecución, 7min en un equipo de prestaciones estándar, se encuentra dentro de lo clínicamente permisible.

El riesgo de fractura de los pacientes en la batería de pruebas fue calculado mediante la susodicha herramienta. De los resultados obtenidos, se comparó la clasificación del riesgo mediante el estándar clínico T-score (comparativa del BMD medido con la del adulto joven sano del mismo sexo) y el LSR. En la Fig. 2 se muestra esta comparativa para mujeres (azul) y hombres (rojo).

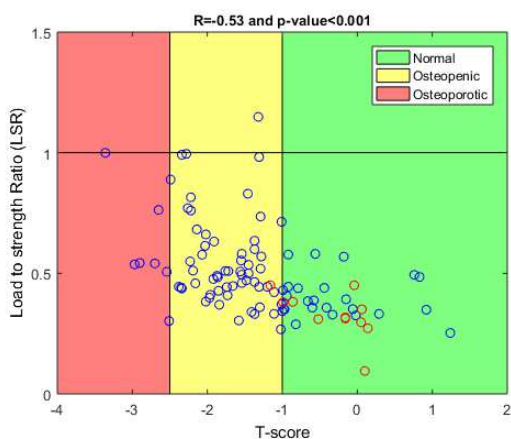


Figura 2: T-score vs. LSR

En la Fig. 2, pudo observarse que la mayor parte de los pacientes con LSR más elevado se encontraban en el rango osteopénico, lo cual concuerda con lo

reflejado en la literatura acerca de la mala capacidad predictiva del BMD¹.

Conclusiones

El presente estudio muestra un primer prototipo de una herramienta de software que posee el potencial de mejorar los estándares de clasificación del riesgo de fractura de cadera. Cabe destacar que la principal limitación de este prototipo es que, aunque se base en una metodología fundamentada, es necesario la validación del modelo implementado. Actualmente se está trabajando en esta línea con una base de datos con casos de fractura y en la consideración de diferentes hipótesis de carga. Además, se espera que el tiempo de ejecución sea reducido en gran medida al paralelizar procesos.

Otra línea de trabajos futuros consiste en incluir tanto variables mecánicas como variables clínicas patológicas dentro de la herramienta, ya que se conoce que otros aspectos como el riesgo de caída o la pérdida de reflejos protectores pueden influir en el riesgo de fractura¹³.

Agradecimientos

Los autores agradecen la financiación recibida por parte de la Generalitat Valenciana y el Fondo Social Europeo bajo la beca FPI ACIF/2018/129 y por parte de la beca de colaboración financiada por la Cátedra UPV-Fundación Quaes, concedida a Eduardo Villamor Medina.

Referencias

- [1] Dufour A. *et al.*, Osteoporosis International. 23(2):513-520, 2011.
- [2] Naylor K. *et al.*, Journal of Bone and Mineral Research. 28(5):1014-1021, 2013.
- [3] Dall'Ara E. *et al.*, Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials. 63:17-25, 2016.
- [4] Beck T. *et al.*, Journal of Orthopaedic Research. 16(3):394-398, 1998.
- [5] M Moerman K. The Journal of Open Source Software. 3(22):506, 2018.
- [6] Maas S. *et al.*, Journal of Biomechanical Engineering. 134(1):011005, 2012.
- [7] Yang L. *et al.*, Journal of Bone and Mineral Research. 29(12):2594-2600, 2014.
- [8] Morgan E, Bayraktar H, Keaveny T. Journal of Biomechanics. 36(7):897-904, 2003.
- [9] Morgan E, Keaveny T. Journal of Biomechanics. 34(5):569-577, 2001.
- [10] Wirtz D. *et al.*, Journal of Biomechanics. 33(10):1325-1330, 2000.
- [11] Orwoll ES. *et al.*, Journal of Clinical Densitometry. 11(3):467-468, 2008.
- [12] van den Kroonenberg A, Hayes W, McMahon T. Journal of Biomechanical Engineering. 117(3):309, 1995.
- [13] Engelke K, van Rietbergen B, Zysset P. Clinical Reviews in Bone and Mineral Metabolism. 14(1):26-37, 2016.

Estudio del remodelado óseo mediante elementos finitos de mallas cartesianas (cgFEM)

O.M. León¹, E. Nadal, O.A. González-Estrada², J.M. Navarro-Jiménez¹, J. Albelda¹, J.J. Ródenas¹

¹ Centro de Investigación en Ingeniería Mecánica (CIIM), Universitat Politècnica de València (España)
{osleour, ennas, jonaji, jalbelda, jjrodena}@upv.es

² GIEMA, Universidad Industrial de Santander, Bucaramanga, Colombia, agonzale@saber.uis.edu.co

Introducción

La remodelación ósea es el proceso por el cual el hueso se reabsorbe, o se regenera, en función de los estímulos mecánicos recibidos y de diferentes factores biológicos. Este proceso, es llevado a cabo por los osteoclastos, células encargadas de la destrucción o reabsorción del tejido viejo, y por los osteoblastos que sintetizan el tejido nuevo.

Para el estudio del fenómeno de remodelación en huesos es necesario conocer la respuesta mecánica del tejido óseo frente a sollicitaciones externas. Dada la complejidad de las condiciones de contorno y características de los materiales biológicos, se suelen utilizar métodos numéricos para la obtención de los campos de tensión y deformación en este tipo de problemas. Este proceso generalmente involucra procesos dispendiosos de segmentación del hueso a partir de imagen diagnóstica, y elaboración de mallados de elementos finitos que representen la geometría del hueso.

En este trabajo se plantea el estudio de un modelo de remodelación ósea en tres dimensiones mediante el uso del método de los elementos finitos basado en mallas cartesianas (cgFEM). El uso de cgFEM permite generar modelos de elementos finitos directamente a partir de la imagen diagnóstica, p.ej., tomografía axial computarizada (TAC), simplificando de manera considerable el proceso de análisis.

Materiales y métodos

En cuanto a la biomecánica del hueso, se han planteado diferentes modelos de remodelación ósea. Wolff¹ observó que el tejido vivo del hueso se adapta a los estímulos externos que sufre, proponiendo que el hueso esponjoso tiende a alinearse con las direcciones principales de la tensión, planteando un modelo constitutivo continuo que relaciona tensiones y deformaciones.

Frost² indicó que las deformaciones locales regulan la masa del hueso de manera que, si las deformaciones pasan un valor límite, el hueso tenderá a formarse, mientras que, si son lo suficientemente pequeñas el hueso tenderá a absorberse.

En este trabajo consideramos el modelo de remodelación ósea propuesto por Doblaré y García³, basado en la mecánica del daño, y que incorpora el concepto de *fabric tensor* para evaluar el grado de anisotropía del hueso en un instante de tiempo.

Para la solución del problema elástico del hueso en tres dimensiones planteamos una aproximación basada en cgFEM. La principal característica de cgFEM es que la malla utilizada para el análisis de elementos finitos es independiente de la geometría de la pieza a analizar. Las mallas estructuradas con geometrías embebidas tienen la ventaja de que se construyen rápidamente y se puede reutilizar mucha información durante el ensamblado del sistema de ecuaciones.

Resultados

En primer lugar, se realiza la verificación del proceso de remodelado para la geometría de un fémur en dos dimensiones. Los resultados obtenidos se comparan con imágenes de la literatura, obteniendo una distribución similar del hueso remodelado.

Posteriormente, se modela un cubo en tres dimensiones con una distribución aleatoria de densidades de hueso. Se aplican condiciones de contorno de manera que se promueva la generación de hueso en una región controlada. Los resultados indican una distribución topológica de las densidades acorde con las cargas aplicadas.

Conclusiones

Se ha desarrollado un modelo de remodelado óseo basado en elementos finitos con mallas cartesianas. El uso de mallas cartesianas simplifica el proceso de segmentación de la imagen diagnóstica y disminuye el costo computacional. Los modelos planteados muestran buenos resultados para los procesos de reabsorción y regeneración de tejido óseo.

Agradecimientos

Se agradece la financiación del Ministerio de Economía, Industria y Competitividad (DPI2017-89816-R), de la Generalitat Valenciana (PROMETEO/2016/007 y EMERGENTES/GV/2018//095).

Referencias

- [1] Wolff J. Das gesetz der transformation der knochen. A Hirshwald.;1:1-52, 1892
- [2] Frost HM. Dynamics of bone remodeling. Bone biodynamics. 1964.
- [3] Doblaré M, García JM. Anisotropic bone remodelling model based on a continuum damage-repair theory. Journal of biomechanics; 35(1):1-7. 2002

Evaluación experimental del alargamiento en la regeneración ósea

BlázquezP.¹, Mora-MacíasJ.², DomínguezJ.¹, Martínez-ReinaJ.¹, MorgazJ.³, Reina-RomoE.¹

¹Departamento de Ingeniería Mecánica y Fabricación, Universidad de Sevilla, España, pabblacar@alum.us.es, jaimed@us.es, imreina@us.es, erreina@us.es,

²Departamento de Ingeniería Minera, Mecánica, Energética y de la Construcción, Universidad de Huelva, España, juan.mora@dimme.uhu.es

³Departamento de Medicina y Cirugía animal, Universidad de Córdoba, España, v92moroi@uco.es

Introducción

La distracción es una técnica de regeneración ósea que consiste en aumentar gradualmente la distancia entre fragmentos de hueso^{1,2}. El objetivo es conseguir el alargamiento de las extremidades de los pacientes mediante la formación de un tejido óseo^{3,4}.

Uno de los métodos para la evaluación de la correcta evolución clínica es el estudio de la marcha y su adaptación durante y tras el periodo de distracción en la extremidad afectada y en el resto de extremidades^{5,6,7,8}.

El objetivo principal de este trabajo es analizar las condiciones de marcha tras el alargamiento cuantificando la evolución de la fuerza de reacción vertical sobre suelo. Esta medida de fuerza se relacionará con el estado de consolidación del callo de distracción.

Materiales y método

Para las medidas experimentales se obtuvo autorización del Comité Ético de Experimentación (CE) de la Universidad de Sevilla. En los experimentos se utilizaron, hasta el momento, dos ovejas merinas con pesos de 59 y 66 kg. Estas fueron inicialmente sometidas a un periodo de adiestramiento durante una semana, realizando ciclos de marcha en el mismo circuito que posteriormente es utilizado para las medidas. Las ovejas llevaron durante estos paseos un peso similar al fijador, que posteriormente es instalado en la pata donde se provocó el defecto.

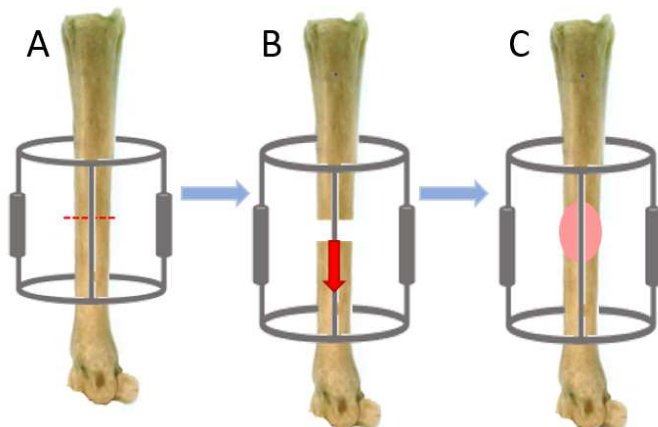


Figura 1: Fases del proceso: a) Osteotomía; b) Periodo de distracción; c) Periodo de consolidación ósea del callo.

En cada animal se implantó un fijador con rigidez axial de 700 N/mm en el metatarso de la extremidad posterior trasera durante una cirugía en la que, además, se realizó una corticotomía. Tras 7 días de latencia, comenzó el periodo de distracción, donde fueron separándose diariamente las dos partes del metatarso 1 mm al día durante quince días. Posteriormente, se inició un periodo de consolidación ósea donde se evalúa la formación del callo óseo. En la Figura 1 se muestra un esquema de las distintas fases.

Una vez terminada la distracción, durante la consolidación se monitorizó la fuerza de reacción (GRF) durante la marcha con una plataforma de fuerza (Pasco PS-2141, Roseville, CA, EE.UU.). En cada sesión de medida se tomaron medidas de 10 pisadas en las que la oveja se desplazaba con una velocidad lo más constante posible, entre 2 y 4 km/h⁹.



Figura 2: Pisada de una oveja sobre la plataforma de fuerza.

Resultados y discusión

La fuerza máxima de reacción vertical sobre la plataforma, como se muestra en la Figura 3, descendió en las primeras semanas tras la cirugía hasta alcanzar un mínimo en su tercera semana coincidiendo con los últimos días de distracción. Durante el periodo de consolidación, la fuerza ejercida sobre la plataforma fue cada vez mayor hasta alcanzar valores similares a los de una oveja con extremidad sana (grupo de control)¹⁰.

En la figura 4 se muestran ciclos de marcha de la tercera, quinta y undécima semana desde la cirugía junto con los datos del grupo de control¹⁰.

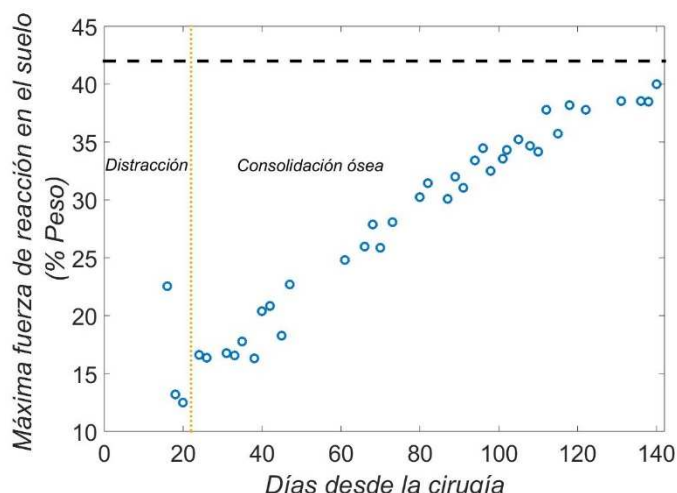


Figura 3: Evolución de la máxima fuerza de reacción en el suelo. Negro discontinuo: Control. Azul: Alargamiento.

Se pudo comprobar cómo, a pesar de la clara recuperación obtenida, las pisadas no adquirieron la forma de las ovejas sanas con un apoyo progresivo en la fase de pisada donde se aprecian dos máximos relativos (contacto y despegue). Este efecto se pudo debera que el proceso de remodelación es largo y, a pesar de que la extremidad alargada recupera rápidamente el nivel de carga, las condiciones de marcha requieren un periodo más largo hasta su recuperación. También tuvo influencia la asimetría que supone el alargamiento con respecto al resto de extremidades, así como la limitación que experimenta la extremidad operada por su tendón flexor, que no se adaptó de forma inmediata al alargamiento.

En la figura 5, se muestran también las radiografías correspondientes a las semanas estudiadas en los ciclos de marcha donde se puede verificar el grado de mineralización del callo óseo.

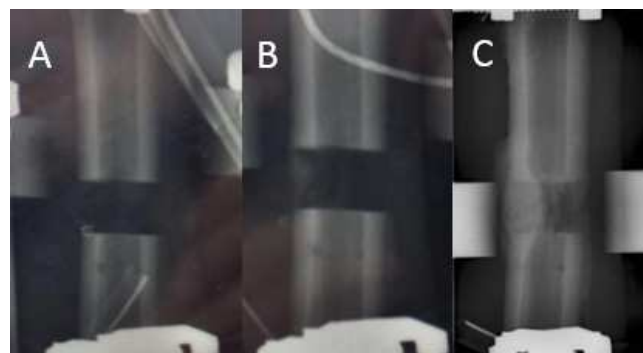


Figura 5: Radiografías con la evolución del callo óseo en: a) tercera semana; b) quinta semana; c) undécima semana

Conclusiones

Los resultados mostraron la viabilidad del análisis de marcha como método de control del proceso de regeneración ósea durante la distracción osteogénica. En todas las ovejas estudiadas se observó, tras la fase de distracción, una misma tendencia de recuperación del nivel de carga hasta valores cercanos a los de un animal sano.

Agradecimientos

Los autores agradecen al Ministerio de Economía y Competitividad del Gobierno de España por financiar los proyectos DPI2014-58233-P y DPI2018-82501-P dentro del cual se ha realizado el proyecto. También se agradece Ministerio de Educación y Formación Profesional del Gobierno de España por la financiación de la beca FPU para la formación investigadora de uno de los autores del mismo.

Referencias

- [1] Ilizarov. G. A., Clin. Orthop. Relat. Res. 238:249-281, 1989
- [2] Ilizarov. G. A., Clin. Orthop. Relat. Res. 239:263-285, 1989
- [3] Brunner. U. H., J. Cordey, L. Schweiberer, S.M. Perren. Clin. Orthop. Relat. Res. 301:147-155, 1994
- [4] Claes, L., J. Laule, K. Wnger, G. Suger, U. Liener, L. Kinzl. J. Bone Joint Surg. Br 82:142-148, 2000
- [5] Claes, L., R. Grass, T. Schmickal, B. Kisse, C. Eggers, H. Gerngross, W. Mutschler, M. Arand, T. Wintermeyer, A. Wentzensen. Langenbecks Arch. Surg. 387:146-152, 2002
- [6] Grasa, J., M. J. Gómez-Benito, L., A. González-Torres, D. Asiain, F. Quero, J.M. García-Aznar. Ann. Biomed. Eng. 38:605-612, 2010
- [7] Wee, J., T. Rahman, R. E. Akins, R. Seliktar, D. G. Levine, D. W. Richardson, G. R. Dodge, A. M. Thabet, L. Holmes, W. G. Meckenzie. Med. Eng. Phys. 33:1001-1007, 2011
- [8] Claes, L., R. Grass, T. Schmickal, B. Kisse, C. Eggers, H. Gerngross, W. Mutschler, M. Arand, T. Wintermeyer, A. Wentzensen. Langenbecks Arch. Surg. 387:146-152, 2002
- [9] Duda, G. N., K. Eckert-Hubner, R. Sokiranski, A. Kreutner, R. Miller, L. Claes. J. Biomech. 31:201-210, 1998
- [10] Mora-Macías, J., Reina-Romo, E., Morgaz, J. Ann Biomed Eng, 43:2090, 2015

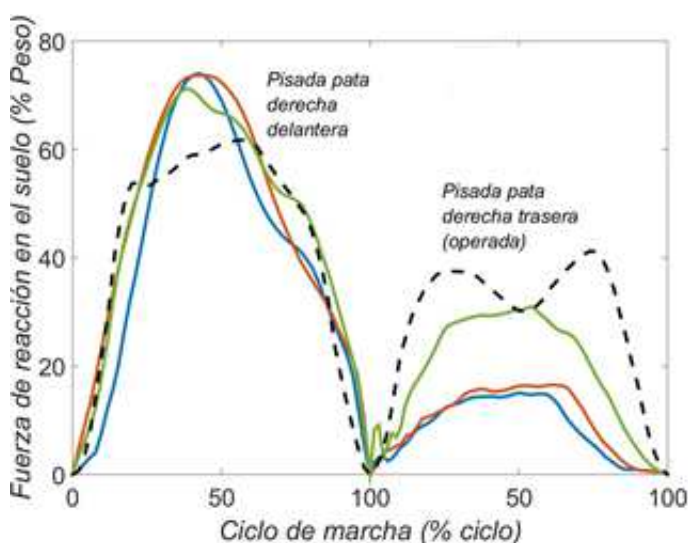


Figura 4: Comparación entre ciclos de marcha obtenidos en paseos entre la tercera, quinta y undécima semana. Negro discontinuo: Control. Azul: Semana 3. Rojo: Semana 5. Verde: Semana 11.

Evaluación y comparación del antropomorfismo de manos artificiales

Immaculada Llop Harillo¹, Antonio Pérez González¹

¹Universitat Jaume I, Castellón, España, illop@uji.es

Introducción

En los últimos años ha habido un gran avance en el diseño de manos artificiales antropomorfas, tanto en aplicaciones robóticas (robots de servicio y cooperación humano-robot) como en prótesis de mano¹. Además, en este último campo, ha habido un importante auge en la fabricación por impresión 3D, potenciando, debido a su bajo coste, la accesibilidad de las prótesis tanto a niños como a usuarios con pocos recursos².

Para poder evaluar la capacidad manipulativa de estas manos artificiales y compararlas, tanto con la mano humana como entre ellas, con el fin de obtener diseños optimizados, es importante el concepto de antropomorfismo. El antropomorfismo de una mano artificial se entiende como la similitud de la misma con la mano humana; desde un punto de vista de su tamaño, peso, forma, aspecto, etc., pero también se extiende a su funcionalidad o destreza. Además, es importante analizar la estabilidad de los agarres, para lo cual se han desarrollado diferentes métricas en el ámbito robótico³.

En este contexto es clave la cuantificación del grado de antropomorfismo de una mano artificial durante su etapa de diseño, para lo cual es necesario disponer de métricas o índices adecuados. Aunque existen algunos índices en la literatura, estos presentan limitaciones en su definición y en su complejidad de cálculo⁴. En este trabajo se proponen varios índices analíticos para evaluar el antropomorfismo en manos artificiales, a partir de su movilidad, espacio de oposición y cadena cinemática. Por otra parte, se utiliza la herramienta OpenHand³ desarrollada en el grupo, para evaluar la mejor combinación de ángulos del pulgar de una prótesis de mano de impresión 3D diseñada por los autores (mano IMMA), a partir de la comparación de diversas métricas de calidad de agarre³. Como complemento, se propone un protocolo experimental para evaluar la capacidad manipulativa de manos artificiales sobre una selección de objetos representativos de la vida diaria.

Material y métodos

En el siguiente trabajo se han propuesto tres índices analíticos para evaluar el antropomorfismo de manos antropomorfas artificiales:

1) AIM (Anthropomorphism Index of Mobility)

Este índice está basado en la comparación de la topología de la mano, es decir, articulaciones y grados de libertad (GDL), y en la posibilidad de controlar esos GDL independientemente.

Para obtener este índice se realizaron unos test de agarre en 20 sujetos utilizando el guante de 18 sensores CyberGlove[®]. Se analizaron doce agarres con objetos del Yale-CMU-Berkeley Object and Model set⁵ (YCB set) (Figura 1), tres objetos por cada uno de

los cuatro agarres más relevantes en las actividades de la vida diaria para la autonomía de los pacientes en agarres bimanuales reforzados con la mano no dominante⁶ (pulppinch (PP), extensiongrip (EG), tripodpinch (TP), transverse volar grip (TVG)). Los agarres se repitieron tres veces por cada sujeto mientras se medían los diferentes ángulos de las articulaciones de su mano derecha.



Figura 1: Test realizado para obtener el AIM.

Con estos resultados se ponderó la importancia de los GDL que representan la flexión/extensión de los dedos (F/E), la abducción/aducción de los dedos (AB/AD), el arqueo palmar (P.ARC) y la oposición del pulgar (T.OPP). Finalmente se obtuvo un índice con valor de 0 a 1 (con referencia la mano humana) y se compararon diferentes manos artificiales dependiendo de sus articulaciones, GDL y del grado de actuación de cada GDL.

2) AIO (Anthropomorphism Index of Opposition)

Este índice se basa en la comparación del espacio de oposición de una mano artificial con el de la mano humana, distinguiendo los tres tipos de oposición básicos⁷: padopposition, palmopposition, sideopposition (Figura 2).

Para calcular este índice se utilizó la herramienta OpenHand³ para simular los tres tipos de oposición utilizando tres objetos del YCB set⁵ modelados, obteniendo para cada región de contacto entre cada mano y cada objeto: el punto central, el área de contacto y la normal de contacto.

	Pad opposition	Palm opposition	Side opposition
Human hand			
IMMA hand			

Figura 2: Simulaciones con OpenHand para la mano humana y la mano IMMA para obtener el AIO.

3) AIKC (Anthropomorphism Index of the Kinematic Chain)

Se compararon tres alternativas diferentes para definir un índice de antropomorfismo de una mano artificial a partir de la comparación de su cadena cinemática con la de la mano humana (Figura 3): 1) AIKC₁, basado en la comparación de los parámetros que definen la

cadena (vectores de posición y orientación y rangos de movilidad), 2) AIKC₂, basado en el espacio de trabajo alcanzable y 3) AIKC₃, basado en la comparación de posturas de agarre sobre objetos característicos.

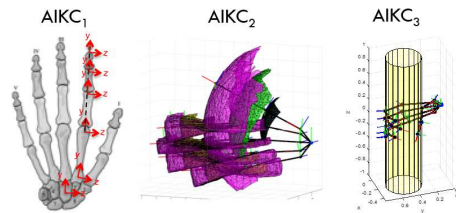


Figura 3: Alternativas para la obtención del AIKC.

Además de los tres índices anteriormente explicados, mediante la herramienta OpenHand³, se han simulado y evaluado utilizando métricas de calidad de agarre³, el agarre realizado en 24 objetos del YCB set modelados por los autores, para mejorar la mano IMMA, modificando los ángulos de orientación de las articulaciones del pulgar (Figura 4).

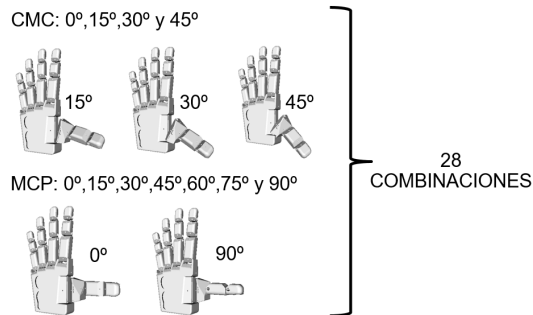


Figura 4: Combinaciones simuladas con OpenHand para obtener la orientación óptima del pulgar.

Finalmente, se ha propuesto un benchmark, el AHAP (Anthropomorphic Hand Assessment Protocol), para evaluar la capacidad manipulativa de manos artificiales de manera experimental. Durante la ejecución del protocolo se han de realizar 26 posturas o tareas, que abarcan 8 tipos de agarre y 2 posturas de no agarre. Estas posturas son repetidas y evaluadas 3 veces, obteniendo una puntuación final GAS (Grasping Ability Score) que depende de si los agarres han sido realizados de la manera correcta y si se han mantenido al girar la mano 180°.

Resultados y discusión

Los resultados obtenidos para diferentes manos artificiales (manos robóticas, prótesis comerciales y prótesis fabricadas mediante impresión 3D) de los diferentes índices de antropomorfismo propuestos en este trabajo se muestran en la Tabla 1.

Tabla 1: Resultados índices de antropomorfismo

Manos	AIM	AIO	AIKC ₁	AIKC ₂	AIKC ₃
Barret			51%	1%	37%
Shadow			87%	15%	81%
i-limb			80%	2%	78%
IMMA	63%	70%	84%	1%	78%
BruJa			80%	1%	73%
Flexy-Hand	59%	70%			
Michelangelo	36%	54%			

Los índices propuestos miden aspectos del antropomorfismo diferentes y es debido a ello la disparidad de los resultados. Sin embargo, para aquellas manos que se ha obtenido el resultado para más de un índice, se puede observar la correlación existente entre los diferentes índices.

En la Tabla 2 se observa la importancia de los diferentes GDL en las manos artificiales, obtenida de los ensayos de la mano humana de 20 sujetos sanos. En la Figura 5 se muestran las métricas de calidad de agarre baremadas (0-10) para las diferentes orientaciones de los ejes de las articulaciones carpometacarpiana (CMC) y metacarpofalángica (MCP) del pulgar de la mano IMMA, pudiendo destacar que la mejor orientación del pulgar resulta ser CMC 30° - MCP 0°.

Tabla 2: Relevancia GDL

F/E	AB/AD	P.ARC	T.OPP
54.97%	15.66%	4.86%	24.51%

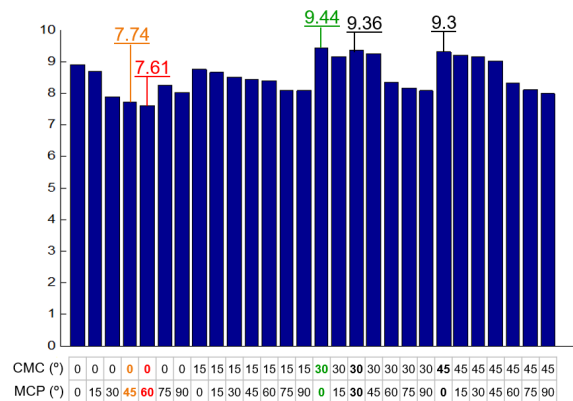


Figura 5: Resultados comparativa orientación pulgar IMMA.

Conclusión

En este trabajo se resumen diferentes métodos para evaluar el antropomorfismo y la calidad del agarre de manos artificiales, aplicables durante su diseño con el fin de obtener diseños de mano óptimos.

Como futuro trabajo se espera comparar las diferentes evaluaciones analíticas presentadas con los resultados obtenidos experimentalmente mediante el AHAP y aplicar los resultados a la mejora del diseño de la mano IMMA desarrollada en el grupo.

Agradecimientos

Se agradece la financiación del Ministerio de Economía y Competitividad, FSE y FEDER a través de las ayudas a los proyectos DPI2014-60635-R, DPI2017-89910-R y al contrato predoctoral BES-2015-076005. Asimismo, se agradece la financiación de la Universitat Jaume I para el proyecto UJI-B2017-70.

Referencias

- [1] Belter J.T. *et al.*, J. Rehabil. Res. Dev. 50(5):599-617, 2013
- [2] Ten Kate J. *et al.*, Disabil. Rehabil. Assist. Technol. 12(3):300-314, 2017
- [3] León B., PhD thesis, 2013
- [4] Feix T. *et al.*, IEEE Trans. Robot. 29(1):82-93, 2013
- [5] Calli B. *et al.*, IEEE Robot. Autom. Mag. 22(3):36-52, 2015
- [6] Gracia-Ibáñez, V., PhD thesis, 2016
- [7] Iberall T. *et al.*, Springer-Verlag 32-54, 1990

Análisis de la progresión del daño macroscópico en la interfase menisco-sutura tras reparación de la raíz: estudio biomecánico en modelo porcino

Pérez de la Blanca A.¹, Prado-Novoa M.¹, Estebanez B.¹, Nadal F.¹

¹ Laboratorio de Biomecánica Clínica de Andalucía, Universidad de Málaga, España, maria.prado@uma.es

Introducción

Diversos estudios biomecánicos ponen de manifiesto la importancia de la integridad de las raíces meniscales para preservar tanto la distribución de presiones en la articulación tibio-femoral¹⁻⁴ como la estabilidad de la rodilla sana⁵. Con el objetivo de restituir la biomecánica natural tras una avulsión o rotura de la raíz, se han descrito recientemente diversas técnicas quirúrgicas para su re inserción mediante sutura transósea.

La eficacia de la reparación es comúnmente evaluada a través de experimentación in-vitro. Dos de los parámetros más utilizados en estos estudios son: el desplazamiento permanente de la reparación tras ser sometida a carga cíclica de tracción y la carga máxima en el ensayo de tracción a rotura. En cuanto al primero, se han observado desplazamientos importantes cuando el conjunto se somete a las cargas esperables en el post-operatorio inmediato (superiores a los desplazamientos utilizados como indicativos del fallo clínico de la reparación, 3mm⁶ o 5mm⁷). Estos desplazamientos han sido achacados fundamentalmente a modificaciones macroscópicas en la interfase menisco-sutura⁸, hipotetizando que se deben a la progresión del desgarro del menisco al ser cortado por la sutura⁸⁻⁹. Esta hipótesis ha dado lugar a trabajos que tratan de aumentar la eficacia de la reparación actuando sobre la interfase tejido-sutura, por ejemplo proponiendo el uso de cinta en lugar de hilo de sutura¹⁰ para incrementar el área de contacto en el tejido meniscal.

En este trabajo se monitoriza la interfase menisco-sutura de la reparación de la raíz meniscal en ensayo de tracción cíclico seguido de ensayo a rotura, con el objetivo de evaluar la influencia del desgarro del menisco sobre los desplazamientos permanentes y sobre la carga última.

Materiales y métodos

El estudio se particularizó sobre la raíz posterior del menisco medial en modelo porcino. Se incluyeron en el estudio 10 meniscos mediales en los que se simuló la sutura quirúrgica utilizada para reparación de la rotura de la raíz posterior. Se utilizó hilo trenzado de UHMW PE (FiberForce™ No.2, Stryker Endoscopy, San José, CA). Se realizaron 2 puntadas simples en el cuerno posterior del menisco, ambas a 5mm del extremo lateral y centradas en dirección anteroposterior con una separación de 5mm entre si. Dejando una distancia libre de 55mm desde la inserción en el menisco, los 4 extremos de las suturas se pasaron por un taladro de 3.5mm practicado en una placa de acero y cada pareja de hilos se anudó a

un botón quirúrgico (VersiTomic G-Lok™, Stryker Endoscopy, San José, CA) con un nudo de cirujano seguido de seis nudos simples cambiando el poste. La distancia libre de las suturas se seleccionó como representativa de la longitud de sutura en reparaciones transtibiales de la raíz^{8,11}.

Los meniscos se fijaron a la base de una máquina de tracción, sujetándolos a 8mm de las puntadas y situando las fibras del cuerno posterior alineadas con la dirección de carga. Para comprobar que no se producían desplazamientos sobre la mordaza, el menisco se marcó con rotulador quirúrgico en la zona de inicio del agarre. La placa sobre la que apoyaba el botón de cierre se fijó al cabezal de la máquina de ensayos, de forma que las suturas se situasen en dirección paralela a la de carga. Con esta configuración se buscó distribuir la carga de tracción de forma similar entre ambos hilos de sutura y, además, producir la tracción sobre el menisco en la dirección de sus fibras.

Los especímenes se sometieron a 20 ciclos de preacondicionamiento entre 10 y 30N a 0.5Hz, seguidos de 1000 ciclos de carga de similares características y finalmente, si sobrevivían al ensayo cíclico, a tracción hasta rotura a 0.5mm/s. Las cargas cíclicas se consideran representativas de las que puede esperarse que experimente la reparación en el post-operatorio inmediato con protocolos típicos de rehabilitación bajo cargas parciales^{6,8,11}.

La fuerza de tracción se midió con una célula de carga de 1000N de fondo de escala y precisión de clase 0.1 (U2B, HBM, Darmstadt, Germany) y los desplazamientos con un sensor inductivo de 0.03mm de resolución (Micro-Epsilon, Ortenburg, Germany). Ambas señales se muestrearon a 50Hz. Adicionalmente se sincronizó a la carga de tracción una cámara de video de 5 Megapixel y 9 fps (Stingray F-504B®, Allied Vision Technologies, Germany), situada cuidadosamente para que el plano de la imagen sea paralelo al segmento visible de menisco. El campo de visión de la cámara se centró en la interfase menisco-sutura.

En el ensayo cíclico, el desplazamiento permanente acumulado en el ciclo n-ésimo (δ^n) se calculó como la diferencia entre el registro del sensor de desplazamiento en el punto de carga mínima (10N) en el ciclo inmediatamente posterior a n y tras el último ciclo de preacondicionamiento. La función de evolución temporal de desplazamientos fue postprocesada con un filtro de ventana deslizante simétrico de tamaño 10. Adicionalmente se monitorizó con las imágenes de video la progresión del daño macroscópico en la interfase menisco-sutura.

En el ensayo a rotura, se representó la evolución de la curva carga-desplazamiento sincronizada con las

imágenes de video (Fig. 1). Se calculó la rigidez del conjunto (k) y el punto de carga última (S_U).

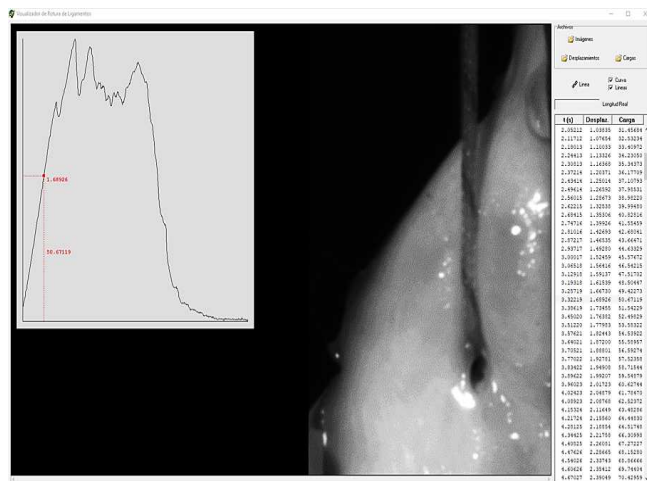


Figura 1: Curva carga-deformación sincronizada a la monitorización de la interfase menisco-sutura en el ensayo de tracción a rotura

Resultados

Todos los especímenes sobrevivieron al ensayo cíclico. Los desplazamientos permanentes a carga mínima registrados a lo largo del ensayo se recogen en las 3 primeras columnas de la Tabla 1:

Tabla 1: Resultados en ensayo cíclico y a rotura: valor medio(desviación típica)

δ^{100} (mm)	δ^{500} (mm)	δ^{1000} (mm)	k (N/mm)	S_U (N)
0.41 (0.12)	0.89 (0.22)	1.10 (0.25)	20.66 (3.59)	221.61 (43.77)

En esta fase del ensayo, aunque en todos los casos el desplazamiento permanente creció de forma continuada y atenuada a medida que progresaba el ensayo, el examen de las imágenes no mostró ningún cambio macroscópico en la interfase menisco-sutura. Por tanto, el desplazamiento permanente no pudo asociarse a la progresión del orificio de inserción de la sutura ni a ningún otro tipo de desgarro en la interfase. La rigidez y carga última en el ensayo de tracción se indican en las 2 últimas columnas de la Tabla 1. El fallo final de todos los especímenes fue por desgarro del tejido meniscal, que se inició siempre en la interfase menisco-sutura de cada puntada. La monitorización del ensayo de rotura (Figura 1) permitió situar el inicio del desgarro en todos los casos en un punto anterior, aunque muy próximo, a la carga máxima

Discusión

El principal resultado del trabajo es poner de manifiesto que el desgarro meniscal es el causante directo del inicio del fallo en la simulación de la reparación de la raíz meniscal con sutura pero no de los desplazamientos permanentes que experimenta ante carga cíclica.

En las dos fases de los ensayos se observó que:

- En el ensayo cíclico, hay un claro aumento de los desplazamientos permanentes a medida que progresa el ensayo, sin embargo no se aprecia daño macroscópico en la zona próxima al orificio de inserción de la sutura
- En el ensayo a rotura, el desgarro del menisco se inicia siempre en la interfase tejido-sutura, pero no antes de que se alcancen cargas muy próximas a la carga última. El desgarro progresa rápidamente a esos valores de carga para producir el fallo de la reparación.

Estos hallazgos contradicen las hipótesis que asumen que los desplazamientos permanentes encontrados en los estudios in-vitro de reparaciones de las raíces meniscales son debidos principalmente a la progresión del desgarro en la interfase menisco-sutura. Los autores consideran que, de cara a mejorar la eficacia de las reparaciones, los esfuerzos deben dirigirse a actuaciones tales como: reducir la deformación plástica de los elementos no-naturales que permanecen tras la intervención, reducir la compresión del tejido meniscal afectado por la carga transmitida desde el elemento de sutura o reducir los posibles aflojamientos achacables a la técnica utilizada para el cierre de la sutura. Actuaciones como las propuestas recientemente por algunos autores sobre la interfase menisco-sutura, como utilizar cinta en lugar de hilo de sutura para aumentar el área de contacto, pueden conducir a un aumento de la carga a la que se inicia el desgarro, y por tanto a un incremento de la carga máxima en el ensayo in-vitro, pero no a la reducción de los desplazamientos permanentes. Además el inicio del desgarro se ha verificado que se sitúa en valores de carga alejados de los esperables en el post-operatorio temprano con la técnica de sutura habitual.

Conclusiones

En un modelo porcino de la reparación de la raíz posterior del menisco medial sometido a cargas cíclicas representativas de protocolos de rehabilitación habituales en el post-operatorio temprano, no se observa daño macroscópico en la interfase tejido-sutura generada por el orificio de sutura. El desgarro meniscal en ensayo de tracción a rotura se inicia a valores de carga muy superiores a los esperables en el posoperatorio.

Referencias

- [1] Allaire R et al., J Bone Jt Surg Am 90(9):1922–31, 2008.
- [2] Padalecki JR et al., Am J SportsMed 42(3):699–707, 2014.
- [3] LaPrade CM et al., J Bone Joint Surg Am 96(6):471–9, 2014.
- [4] Perez-Blanca A et al, Arthroscopy 32(4):624–33, 2016.
- [5] Shybut TB et al., Am J Sports Med 43(4):905–911, 2015.
- [6] LaPrade CM et al., Am J Sports Med 43(4):912–20, 2015
- [7] Starke C et al., Arthroscopy 26(3):358-65, 2010
- [8] Cerminara AJ et al., Am J SportsMed 42(12):2988-95, 2014.
- [9] Feucht MJ et al., Am J SportsMed 42(1):187–93, 2014.
- [10] Pérez-Blanca A et al., Int Orthop 2018 Apr;42(4):811-818
- [11] LaPrade RF et al., Am J Sports Med 43(4):892–8, 2015.

Optimización de equipos de medida de fuerza para la distracción osteogénica en ovejas

Blázquez P.¹, Sánchez-Raya M.², Mora-Macías J.³, Gómez-Galán J.A.², Domínguez J.¹,

Reina-Romo E.¹

¹Departamento de Ingeniería Mecánica y Fabricación, Universidad de Sevilla, España,

pabblacar@alum.us.es, jaime@us.es, erreina@us.es,

²Departamento de Ingeniería Electrónica, de Sistemas Informáticos y Automática, Universidad de Huelva, España, msraya@diesia.uhu.es, igalan@diesia.uhu.es

³Departamento de Ingeniería Minera, Mecánica, Energética de la Construcción, Universidad de Huelva, España, juan.mora@dimme.uhu.es

Introducción

Entratamientos de defectos óseos en extremidades, como el caso de distracción osteogénica^{1,2} o transporte óseo³, es fundamental el uso de un fijador externo, implantado mediante cirugía, para garantizar su rigidez y la alineación de los fragmentos óseos.

Uno de los métodos para evaluar la correcta evolución clínica del proceso es el estudio de la fuerza sobre el callo de distracción^{4,5,6}. Para estas medidas se utilizan fijadores instrumentados, con sensores de fuerza ensamblados en barras y conectados a un sistema de adquisición que permita la monitorización de los datos para el posterior procesado.

El objetivo de este trabajo consiste en mejorar y optimizar un fijador externo instrumentado, así como el equipo de adquisición de datos utilizado en experimentos de transporte óseo⁶: 1) optimización del diseño mecánico y los sensores de fuerza. 2) optimización del sistema de adquisición.

Fijador y sensores de fuerza

En primer lugar, se ha optimizado el diseño mecánico de muchas de las piezas del fijador para permitir un ensamblaje más rápido, lo que acorta el tiempo de implantación durante la cirugía. Por ejemplo, se ha mejorado la sujeción de los pines Schanz, que fijan el sistema al hueso del animal. En el diseño inicial, la fijación se hacía mediante cinco abrazaderas que, por su tamaño, eran de difícil colocación (dos tornillos por abrazadera) como se muestra en la figura 1a. En el fijador actual, dos únicas piezas consiguen la sujeción de los pines en su respectiva cara (figura 1b).

Por otro lado, se han introducido nuevas células de carga para solventar algunos de los inconvenientes experimentados durante el uso de los modelos anteriores. Las células son más grandes y robustas, lo que permite reducir las roturas de las mismas durante la experimentación animal. Además, el antiguo modelo no soportaba flexión, por lo que necesitaban un complejo sistema de aislamiento de momentos de difícil ensamblaje. Este sistema no es necesario con los nuevos sensores que soportan los momentos flectores, lo que simplifica el diseño, aumentando la fiabilidad y disminuyendo la complejidad del montaje.

Finalmente, fue necesario rediseñar las barras del fijador, donde las células van ensambladas, para adaptarse a las nuevas dimensiones de las células de carga como se puede visualizar en la figura 1.

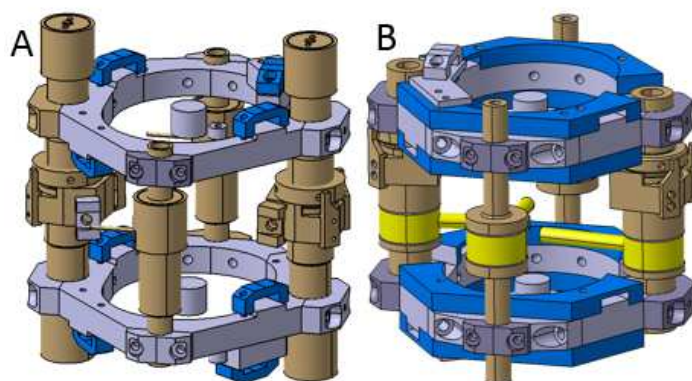


Figura 1: Comparación entre los modelos de fijadores instrumentados: a) antiguo modelo; b) nuevo modelo. Azul: abrazaderas, amarillo: células de carga; marrón: barras que albergan las células.

Sistema de adquisición

El antiguo sistema de adquisición consistía en el conjunto de las células de carga conectadas a un convertidor A/D de National Instrument® que se comunicaba de forma inalámbrica con un ordenador (Figura 3a). Este recibe los datos mediante el uso del software Labview®. Las principales limitaciones encontradas son el gran tamaño del dispositivo enganchado al animal, así como las múltiples interrupciones de la señal Wi-Fi que provocan algunos cortes en los datos que dificultan el procesado de los mismos.

Se diseñó un nuevo sistema cuyos datos están gobernados por el procesador de doble núcleo empujado que incluyen interfaces periféricas para la comunicación con diversos tipos de elementos externos y conectividad inalámbrica mediante un transceptor Wi-Fi y antena incorporada que proporciona el envío remoto de datos. En las figuras 2

y 3b se muestran tanto el diagrama del sistema de adquisición como el prototipo del mismo.

El sistema adquiere los datos de las señales de los sensores de carga y realiza su acondicionamiento mediante filtrado y amplificación. Aunque la tasa de datos puede ser configurada por el usuario, en este caso, se ha fijado en 1000 datos por segundo, los cuales pueden ser enviados en tiempo real a un PC. Para prevenir la pérdida de datos en caso de que se pierda la conexión Wi-Fi, el sistema incorpora una tarjeta microSD que guarda los datos, y los reenvía a posteriori en caso necesario, o a petición del usuario. El sistema está alimentado con una única batería que le permite alcanzar una autonomía de 10 horas.

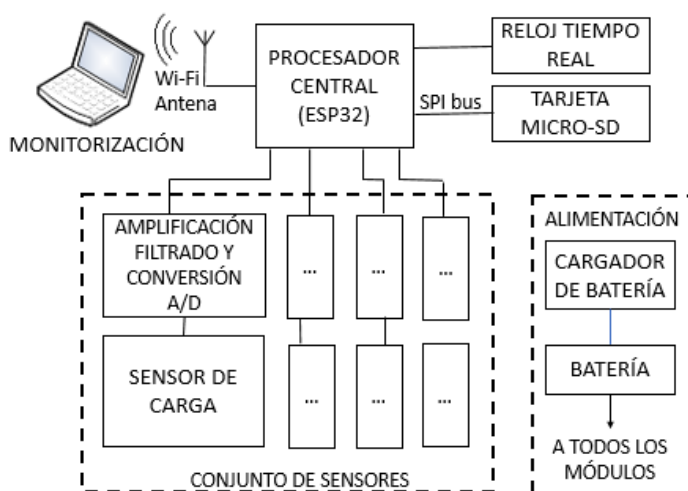


Figura 2: Diagrama de bloques del sistema de adquisición de datos.

En cuanto al firmware desarrollado, se ha empleado una plataforma RTOS (Real Time Operating System) que proporciona un Servicio TCP-IP y también permite el envío de datos a plataformas de IoT (Internet of Things). Por otro lado, en el PC se ha programado un cliente en Python basado en librerías Numpy, PyQtGraph y Qt que se comunica con el dispositivo para la captura de datos y permite su almacenamiento en el disco duro en varios formatos.

Conclusiones

La optimización del fijador instrumentado y el sistema de adquisición de datos llevada a cabo en el presente trabajado permitirá en ensayos futuros:

- Simplificación de la implantación y ensamblaje del fijador, lo que reduce la duración y, por tanto, los riesgos durante las mismas.
- Se han introducido sensores más eficientes tanto en montaje como en resistencia a flexión.
- Se ha desarrollado un nuevo sistema de adquisición de datos que supone una solución compacta (la relación de volumen entre los equipos es de 1:13) y de bajo coste,

fácilmente escalable y con alta flexibilidad de configuración

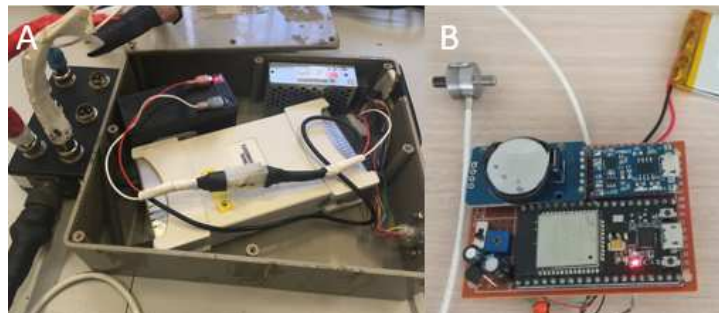


Figura 3: a) Antigo sistema de adquisición con convertidor A/D; b) Prototipo desarrollado del nuevo sistema de adquisición. Relación de volumen de 1:13 entre ambos equipos

Agradecimientos

Los autores agradecen al Ministerio de Economía y Competitividad del Gobierno de España por financiar los proyectos DPI2014-58233-P y DPI2017-82501-P dentro del cual se ha realizado el proyecto. También se agradece al Ministerio de Educación y Formación Profesional del Gobierno de España por la financiación de la beca FPU17/05361 para la formación investigadora de uno de los autores del mismo.

Referencias

- [1] Ilizarov. G. A., Clin. Orthop. Relat. Res. 238:249-281, 1989
- [2] Ilizarov. G. A., Clin. Orthop. Relat. Res. 239:263-285, 1989
- [3] Brunner. U. H., J. Cordey, L. Schweiberer, S.M. Perren. Clin. Orthop. Relat. Res. 301:147-155, 1994
- [4] Claes L., Grass R., Schmickal T., Kisse B., Eggers C. Gerngross H., Mutschler W., Arand M., Wintermeyer T., Wentzensen A., Langenbecks Atch. Surg. 387:146-152, 2002
- [5] Grasa J., Gómez-Benito J. M., González-Torres L.A., Asiain D., Quero F., García-Aznar J. M., Ann Biomed. Eng. 38:605-612, 2010
- [6] Mora-Macías J., Reina-Romo E., Morgaz J., ANN BiomedEng, 43:2090, 2015

Desarrollo de un nuevo protocolo de marcadores para el cálculo de la cinemática 3D en la práctica del ciclismo. Estudio piloto

Martín-Sosa E.¹, Durán A.¹, Soler-Vizán E.², Chamorro-Moriana G.³, Mayo J.¹, Ojeda J.¹

¹ Departamento de Ingeniería Mecánica y Fabricación, Universidad de Sevilla, España. emartin6@us.es

² Sistema Andaluz de Salud

³ Departamento de Fisioterapia, Universidad de Sevilla, España

Introducción

El estudio cinemático y cinético de la práctica del ciclismo es una tendencia cada vez más extendida en la biomecánica. Cada vez son más los estudios que se centran en dicha práctica, usando para ello distintos procedimientos. Algunos usan desarrollos como marcadores con LEDs incorporados¹. Otros estudios se basan en el uso de cámaras infrarrojas y marcadores reflectantes².

El número de marcadores que usa cada protocolo puede ser reducido para perturbar lo menos posible al sujeto, como el propuesto por Davis et al³. Por otro lado, existen protocolos basados en clústeres de marcadores con el objeto de tener redundancia de datos, como el propuesto por Shuterland et al².

El análisis cinemático en la práctica del ciclismo está vinculado al número de marcadores a usar. Aquellos estudios que usan un número reducido de ellos sólo pueden realizar análisis 2D, como es el caso de R. R. Bini et al⁴.

Si se busca un análisis 3D de esta práctica, en la literatura sólo se encuentran estudios que usan clústeres de marcadores, como es el realizado por J. Sinclair et al⁵.

El uso de clústeres de marcadores implica un mayor volumen de datos a pos procesar, así como el aumento de posibles molestias al sujeto. Además, al realizarse estos estudios sobre personas con alto tono muscular, el movimiento de las contracciones musculares puede producir distorsiones en la trayectoria del marcador. Por lo tanto, el objetivo principal que persigue este estudio es el desarrollo de un nuevo protocolo con un número reducido de marcadores con el que poder realizar un análisis cinemático 3D del ciclista.

Metodología

Este estudio se centró en el tren inferior del sujeto, el cual estaba compuesto por los siguientes segmentos: pelvis (PL), muslos (ML), piernas (PR) y pies (PE). Para representar la cinemática de este modelo se desarrolló un protocolo de 15 marcadores físicos. Este es un número menor del que sería necesario debido a que se han utilizado 8 marcadores virtuales. Los marcadores virtuales definieron el centro de la cadera y del tobillo, y el eje instantáneo de rotación de la rodilla. El centro de la cadera y el eje de rotación de la rodilla, se obtuvieron mediante el uso de los métodos funcionales SCoRE⁶ y SARA⁷ respectivamente. El centro del tobillo se determinó a partir de datos antropométricos. El problema cinemático inverso se resolvió mediante una rutina en MATLAB.

Como se aprecia en la Figura 1 y Tabla 1, la distribución de marcadores buscó ser lo más eficiente posible para la práctica del ciclismo. Es por ello, que se evitó la colocación de marcadores en la zona anterior de la pelvis y medial de muslos y piernas del sujeto de estudio.

Las captaciones se realizaron sobre un sujeto de estudio no profesional, mujer, adulta y sin ningún tipo de patología, durante 2 días y se realizaron 15 cada día. Para ello, se usaron 12 cámaras VICON® a una frecuencia de muestreo de 100 Hz. Las tomas se realizaron a una velocidad de giro de 80 rpm, utilizando para ello pedales con calas.

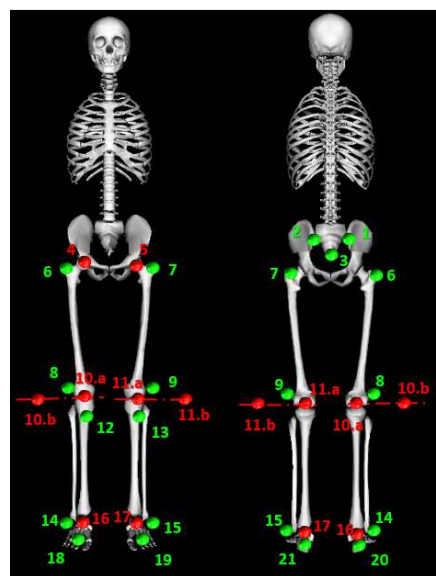


Figura 1: Localización de los marcadores. Rojo: marcadores virtuales. Verde: marcadores físicos.

Resultados

En la Figura 2 se muestra la evolución temporal de los ángulos de la cadera, rodilla y tobillo derecho. Se asumió simetría de movimiento en la pierna izquierda⁵. Las gráficas representan un ciclo de pedaleo, el cual empieza en el punto muerto superior.

Discusión

Las gráficas de la Figura 2 presentan movimientos en el plano sagital similares cualitativa y cuantitativamente con las gráficas que se obtienen en otros estudios de temática similar⁵. Respecto a los movimientos en los planos frontal y transversal, se encuentran ejemplos cuyo rango de movimiento encaja con lo recogido en la literatura (aducción y rotación de cadera) y otros casos que no, aducción de rodilla.

Al analizar los resultados de los ángulos con un rango de movimiento pequeño, aducción rodilla, se observó que el protocolo introdujo errores característicos de los protocolos que usan un número reducido de marcadores.

Tabla 1: Localización y segmento al que pertenecen los marcadores

Nº	Localización	Segmento
1	Espina ilíaca posterior derecha	PL
2	Espina ilíaca posterior izquierda	PL
3	Hueso sacro	PL
4	Centro de la cadera derecha	ML
5	Centro de la cadera izquierda	ML
6	Trocánter mayor derecho	ML
7	Trocánter mayor izquierdo	ML
8	Epicóndilo lateral derecho	ML
9	Epicóndilo lateral izquierdo	ML
10.a	Centro de la rodilla derecha	ML y PR
10.b	Punto arbitrario del eje de rotación de la rodilla derecha	ML
11.a	Centro de la rodilla izquierda	ML y PR
11.b	Punto arbitrario del eje de rotación de la rodilla izquierda	ML
12	Tuberosidad tibial derecha	PR
13	Tuberosidad tibial izquierda	PR
14	Maléolo lateral derecho	PR
15	Maléolo lateral izquierdo	PR
16	Centro del tobillo derecho	PR y PE
17	Centro del tobillo izquierdo	PR y PE
18	Hueco entre falange proximal II y III derecha	PE
19	Hueco entre falange proximal II y III izquierda	PE
20	Calcáneo derecho	PE
21	Calcáneo izquierdo	PE

Conclusiones

Las conclusiones a las que se llega una vez realizado el estudio son las siguientes:

Se ha desarrollado un protocolo de marcadores usando un número reducido de marcadores capaz de analizar la cinemática 3D de un ciclista. Se ha evitado la colocación de marcadores en zonas donde son difíciles de captar por las cámaras. Los resultados obtenidos sugieren que es posible estimar la cinemática 3D del pedaleo usando un protocolo de un número reducido de marcadores, el cual presenta grandes ventajas, como son un menor manejo de datos, menos molestias para el sujeto a estudio y poca distorsión debido a las contracciones musculares.

Limitaciones y línea de investigación

Una de las limitaciones que presentó este estudio es el análisis de un único sujeto. Además, presenta otra limitación como es que este tipo de protocolo puede

introducir errores inherentes a su colocación que pueden ser significativos en movimientos con un rango pequeño.

En estudios futuros se buscará analizar a un número mayor de sujetos y realizar un estudio estadístico de los resultados que permita validar el protocolo.

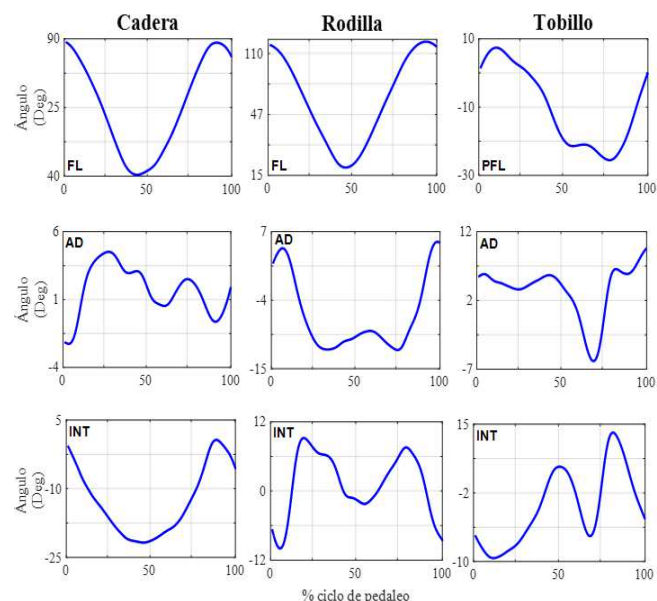


Figura 2: Principales ángulos de la cadera, rodilla y tobillo en los planos sagital, coronal y transversal. FL: flexión. AD: aducción. INT: rotación interna. PFL: flexión plantar.

Agradecimientos

Los autores agradecen al Ministerio de Economía y Competitividad (Gobierno de España) por financiar el proyecto DPI2016-80796-P, dentro del cual se ha realizado este estudio.

Referencias

- [1] Bouillod A., Costes A., Brunet E., Soto-Romero G., Brunet E., Grappe F. "Validity and reliability of the 3D motion analyzer in comparison with the Vicon device for biomechanical pedaling analysis", 4th IcSPORTS, 2016, Porto
- [2] Sutherland D. H. The evolution of clinical gait analysis part II: Kinematics. *Gait and Posture*, 2002; **16**: 159-179.
- [3] Davis R., Ounpuu S., Tyburski D., Gage J. R., "A gait analysis collection and reduction technique", *Human Movement Science*, 1991, **10**: 575-587
- [4] Bini R. R., Dagnese F., Rocha E., Silveira M. C., Carpes F. P., Mota C. B., "Three-dimensional kinematics of competitive and recreational cyclists across different workload during cycling", *European Journal of Sport Science*, 2016, **16**: 553-559.
- [5] Sinclair J., Hebron J., Atkins S., Hurst H., Taylor P. J., "The influence of 3D kinematic and electromyographical parameters on cycling economy", *Acta of Bioengineering and Biomechanics*, 2014, **16**: 89-95
- [6] Ehrig R. M., Taylor W. R., Duda G. N., Heller M. O., "Survey of formal methods for determining the centre of rotation of ball joints", *Journal of Biomechanics*, 2006, **39**: 2798-2809
- [7] Ehrig R. M., Taylor W. R., Duda G. N., Heller M. O., "A survey of formal methods for determining functional joint axes", *Journal of Biomechanics*, 2007, **40**: 2150-2157

Efecto del uso de guantes instrumentados en la destreza durante la manipulación

Roda-Sales A.¹, Gracia-Ibáñez V.¹, Vergara M.¹, Sancho-Bru J.L.¹

¹Departamento de Ingeniería Mecánica y Construcción,
Universitat Jaume I, Castelló de la Plana (España), rodad@uji.es

Introducción

El uso de guantes instrumentados es una alternativa cada vez más extendida en el estudio de la cinemática de la mano. Se trata de un sistema de captura de movimiento de fácil uso y que no presenta problemas de ocultaciones (como bien puede ocurrir con sistemas de captura ópticos). No obstante, diversos trabajos en la literatura [1] apuntan que el uso de guantes (de trabajo o rehabilitación) puede afectar a la capacidad manipulativa. Para evaluar dichos efectos estos trabajos utilizaron diferentes indicadores como tests de destreza[2,3], sensibilidad táctil[4], fuerza[3,5] o rango de movimiento de las articulaciones[6], entre otros. Estos estudios muestran que el uso de guantes reduce la destreza [3,6–8], pudiendo ser esta reducción mínima [9] o alcanzar un 87% [10], dependiendo de las características del guante. Esta reducción es más notoria en guantes de materiales más rígidos y voluminosos como el cuero[10], y menores en guantes de materiales más finos como el látex[9]. El grosor también parece afectar a la destreza [3,11–13]. En resumen, el efecto sobre la capacidad manipulativa depende de las características específicas de cada guante. Los estudios citados anteriormente se han centrado en guantes de trabajo o rehabilitación, pero hasta la fecha no se ha estudiado el efecto del uso de guantes instrumentados para el registro cinemático. Por ello, el propósito de este trabajo es estudiar en qué medida afecta a la manipulación el uso de los guantes CyberGlove II, realizando para ello tres tests (dos de destreza y uno de funcionalidad) con y sin guantes instrumentados. Con ello se pretende cuantificar su efecto en la destreza (tanto a nivel medio como fino) y en la capacidad de realización de actividades de la vida diaria (AVD).

Material y métodos

a. Sujetos

30 sujetos sanos (16 hombres, 14 mujeres; 27 diestros, 3 zurdos), con edad controlada ($37,83 \pm 8,07$ años) participaron voluntariamente en el experimento, aprobado por el comité deontológico de la Universitat Jaume I. Todos fueron previamente informados sobre las características del ensayo y dieron su consentimiento por escrito.

b. Material

Se utilizaron guantes CyberGlove II (Figura 1) y tres tests estandarizados (Figura 2): test de destreza media Box & Block test (BBT), test de destreza fina Purdue Pegboard Test (PPT) y test de funcionalidad Sollerman Hand Function Test (SHFT), que consta de

20 tareas representativas de AVD. El guante CyberGlove es un guante hecho de material sintético elástico, con rejilla por la parte inferior y un tejido más denso en la parte superior, donde se encuentran alojadas las galgas de medición y el cableado. Entre el guante y la piel se coloca un guante de protección más fino de rasillo, el cual queda al descubierto en la punta de los dedos (Figura 1). El ajuste del guante se hace en la muñeca mediante un velcro y una cinta elástica.



Figura 1: Guante CyberGlove

c. Experimento

Se pidió a cada sujeto que repitiera los tres tests con y sin guantes instrumentados en ambas manos. El experimento se dividió en dos sesiones, para evitar que los sujetos se fatigasen. En la primera sesión se realizaron los tests de destreza BBT (Figura 2a) y PPT (Figura 2b). En la segunda sesión se realizó el test funcional SHFT (Figura 2c y 2d). El hecho de llevar o no guante la primera vez que realizaban cada una de las pruebas fue aleatorio para cada sujeto. Cada uno de los tests se realizó siguiendo el protocolo estandarizado de cada uno de ellos: en BBT una prueba con cada mano, y en PPT una con cada mano y dos con ambas manos. En el SHFT, en cada una de las tareas se especificaba si se debían utilizar ambas manos o sólo la mano dominante. Los resultados de las pruebas se midieron en base a la puntuación propia establecida para cada uno de los tests.

d. Análisis de datos

Se calcularon estadísticos descriptivos y se realizaron ANOVAs de medidas repetidas tomando como factor el uso o no de guantes, para así comprobar si su efecto era estadísticamente significativo en cada uno de los tests.



Figura 2: (a) Box & Block Test, (b) Purdue Pegboard Test, (c, d) Sollerman Hand Function Test.

Resultados

Los valores promedios de puntuación obtenidos para el BBT, el PPT y el SHFT se presentan en la Tabla 1.

Tabla 1: Puntuaciones promedio (desviación típica) obtenidos en cada una de las pruebas. Tipo de prueba: Sin G (Sin guante), Con G (Con guante). Sombreados en verde los valores promedios más altos obtenidos para cada prueba.

Prueba	Puntuación	
	Sin G	Con G
BBT Derecha	80,2(8,5)	74,2(9,5)
BBT Izquierda	76,8(7,2)	70,3(7,6)
PPT Derecha	16,9(2,2)	12,7(2,1)
PPT Izquierda	15,2(2,0)	11,7(1,9)
PPT Ambas 1	25,4(3,3)	18,2(3,7)
PPT Ambas 2	44,1(6,9)	25,6(8,3)
Sollerman	73,4(1,7)	70,6(2,2)

Todos los ANOVAs arrojaron diferencias significativas (Significación asintótica bilateral $\leq 0,05$).

Discusión

Como puede observarse, en todos los tests realizados los resultados han corroborado que el guante reduce la destreza durante la manipulación, tanto en los tests de destreza fina como en gruesa, en concordancia con los trabajos previos [3,6–10]. Sin embargo, los tests en los que la diferencia ha sido más amplia han sido en aquellos que han requerido una mayor destreza y al mismo tiempo el uso de ambas manos, mientras que para el resto de tests las diferencias han sido muy inferiores, así como su dispersión. Analizando los resultados de los tests de ambas manos por separado, puede observarse que en el BBT el efecto del guante es similar en ambas manos, Sin embargo, en el PPT el efecto producido es mayor sobre la mano derecha, la cual es la dominante en el 90% de los sujetos estudiados. Estos resultados muestran que la destreza fina de la mano dominante es la que más afectada se ve con el uso del guante, mientras que la destreza fina de la izquierda (que no

ha sido tan entrenada por los sujetos diestros) no se ha visto tan afectada. Estos resultados nos llevan a la conclusión que los datos obtenidos del análisis cinemático empleando guantes instrumentados (como por ejemplo, velocidades de ejecución) nunca deben ser comparados con los obtenidos mediante otro sistema de captura de movimiento que no afecte tanto a la destreza, para evitar un sesgo debido al uso de guantes. No obstante, se han observado diferencias menores durante la realización de actividades de la vida diaria y en tareas de los tests que requerían manipulación con destreza media.

Conclusión

Pese a haber obtenido reducciones de destreza significativas en los diferentes tests, éstas no son notorias como para anteponerse a todas las ventajas del uso de guantes. La comodidad del montaje que requiere este sistema, la precisión de medida y la inexistencia de problemas de ocultación durante la manipulación de objetos hacen que sea una buena alternativa a los sistemas ópticos con marcadores, de los cuales todavía no se ha estudiado el efecto en la destreza.

Agradecimientos

A la Universitat Jaume I por la financiación a través del proyecto UJI P1-1B2014- 10y el contrato predoctoral PREDOC/2017/08, y al MINECO por su proyecto DPI2014-52095- P.

Referencias

- [1] I. Dianat, C.M. Haslegrave, A.W. Stedmon, *Ergonomics* 55 (2012) 1429–1451.
- [2] M.A.M. Berger, A.J. Krul, H.A.M. Daanen, *Appl. Ergon.* 40 (2009) 145–147.
- [3] A. Muralidhar, R.R. Bishu, M.S. Hallbeck, *Appl. Ergon.* 30 (1999) 555–563.
- [4] K. Willms, R. Wells, H. Carnahan, *Hum. Factors* 51 (2009) 797–812.
- [5] I. Dianat, C.M. Haslegrave, A.W. Stedmon, *Appl. Ergon.* 43 (2012) 413–423.
- [6] I. Dianat, C.M. Haslegrave, A.W. Stedmon, *Ergonomics* 53 (2010) 1468–1483.
- [7] R.F. Johnson, L.A. Sleeper, *Proc. Hum. Factors Soc. Annu. Meet.* 30 (1986) 994–997.
- [8] R.R. Bishu, G. Klute, B. Kim, *Proc. Hum. Factors Ergon. Soc. Annu. Meet.* 37 (1993) 826–830.
- [9] J.B. NELSON, A. MITAL, *Ergonomics* 38 (1995) 723–733.
- [10] G.E. Torrens, A. Newman, in: *Contemp. Ergon.*, Taylor & Francis, 2000, pp. 301–305.
- [11] W.W. BANKS, *Hum. Factors J. Hum. Factors Ergon. Soc.* 21 (1979) 409–415.
- [12] R. Plummer, T. Stobbe, R. Ronk, W. Myers, H. Kim, M. Jaraiedi, *Proc. Hum. Factors Soc. Annu. Meet.* 29 (1985) 819–823.
- [13] C.K. BENSEL, *Ergonomics* 36 (1993) 687–696.

DETERMINACIÓN DE LAS FUERZAS 3D INVOLUCRADAS EN EL PEDALEO MEDIANTE DISPOSITIVOS DE ADQUISICIÓN INALÁMBRICOS DE BAJO COSTE

A. Durán¹, I. Alvarado², V. Chaves¹, J. Mayo¹ y J. Ojeda.¹

¹ Departamento de Ingeniería Mecánica y Fabricación, Escuela Técnica Superior de Ingeniería, Universidad de Sevilla, España, aduran2@us.es

² Departamento de Ingeniería de Sistemas y Automática, Escuela Técnica Superior de Ingeniería, Universidad de Sevilla, España

Introducción

En el ciclismo profesional es de vital importancia aumentar el rendimiento producido sin que ello eleve el riesgo de lesión. Para satisfacer las dos premisas anteriores se hace necesario el conocimiento de las fuerzas que el ciclista desarrolla en el pedal. Son muchos los autores que han analizado estas fuerzas, sin embargo, sus estudios se centraban en las fuerzas ejercidas en el plano sagital^{1,2}, dejando de lado las fuerzas ejercidas en dirección lateral-medial. Ha sido demostrado que esas fuerzas tienen una repercusión importante en la fuerza de reacción articular³, por lo que deberían tenerse en cuenta para un correcto análisis dinámico inverso del ciclista. Pueden encontrarse diversas investigaciones que abordan las tres componentes de la fuerza^{4,5,6,8}, pero emplean complejos montajes en el pedal o precisan de cableado, imposibilitando condiciones reales de pedaleo, por tanto, su uso se limita al laboratorio. El empleo de equipos de telemetría permite incorporar dispositivos de tamaño reducido que no interfieran con el pedaleo, sin embargo, su coste es elevado. En base a lo anterior, el objetivo de este estudio es el diseño, fabricación y aplicación de un dispositivo inalámbrico que permita conocer las fuerzas tridimensionales en el pedal con un bajo coste.

Materiales y métodos

Al igual que en otros estudios, la captación de las fuerzas se realizó mediante galgas extensométricas⁷, en este caso colocadas en puntos adecuados del eje del pedal y sobre la biela. La disposición de las mismas, así como el sistema de referencia tomado, pueden apreciarse en la figura 1.

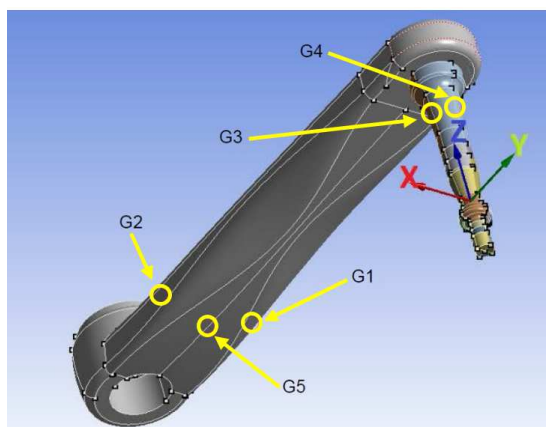


Figura 1: posicionamiento de las galgas y ejes de referencia

Los cálculos teóricos y las simulaciones por ordenador mediante software ANSYS[®] predijeron que con esta combinación de galgas se podrían obtener las tres componentes de la fuerza.

Se diseñó un dispositivo que permitiese conectar cada una de las galgas en cuarto de puente Wheatstone y amplificar la salida de dicho puente mediante un amplificador operacional. En total se implementaron 5 puentes (uno por galga), compuestos por la propia galga, cuya resistencia era de 350 Ohm, dos resistencias de 350 Ohm y un potenciómetro multivuelta de 500 Ohm. Se empleó un Arduino Nano como elemento de control, a cuyas entradas analógicas se conectó la salida de los amplificadores de cada puente. Fue necesaria una amplificación de 1000V/V. Las fuerzas aplicadas provocan un cambio en la resistencia de las galgas, desequilibrando los puentes, lo que se traduce en una variación de tensión en las entradas del Arduino. Esta tensión se digitaliza mediante un convertidor analógico-digital en un número que oscila de 0 a 1023. Por tanto, la variación en la entrada del Arduino es proporcional a la fuerza aplicada. Los datos se almacenaron para su posterior procesamiento matemático en una tarjeta SD. Todos los elementos se dispusieron en una placa base compacta que se posicionó detrás de la biela izquierda, como puede apreciarse en las figuras 2 y 3.



Figura 2: dispositivo de medida. Integración en la bicicleta

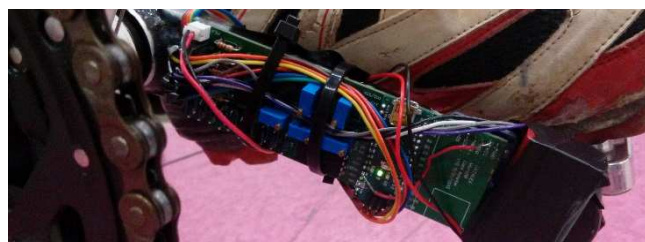


Figura 3: dispositivo de medida. Vista de detalle

La calibración, fundamental para emplear el dispositivo, se realizó aplicando una pesa de 10 Kg de forma que trabajase como F_x , F_y o F_z . Midiendo la variación provocada por la pesa en las entradas del Arduino, y teniendo en cuenta que se trabaja en la zona elástico-lineal de los materiales, se determinó, para cada galga, un factor de conversión que relacionaba la fuerza aplicada con el valor en la entrada. Por otro lado, se estableció un pequeño desequilibrio inicial de los puentes empleando los potenciómetros, de forma que las entradas del Arduino marcasen un valor en torno a 500. Esto es

necesario para que la amplificación se haga en sentido positivo y negativo. Empleando los factores de conversión, las ecuaciones halladas por resistencia de materiales y teniendo en cuenta el offset producido por el desequilibrio inicial, se implementó un código en MATLAB® que calculaba las fuerzas para el rango temporal del archivo de datos. Las pruebas se realizaron a 3 ciclistas no profesionales. Cada sujeto ajustó el sillín hasta que se sintió cómodo sobre la bicicleta. Las mediciones se realizaron con pedales automáticos. Siempre se empleó un desarrollo de 50x17 combinado con una cadencia de 80 rpm y las manos en la posición superior del manillar.

Resultados y discusión

Una vez que se calcularon las fuerzas de una determinada prueba, se analizó un ciclo de pedaleo en función de los valores de F_x . En base a los resultados de diferentes estudios², se tomó como punto inicial de la pedalada aquel en el que F_x era igual a cero y comenzaba a aumentar hasta llegar a un máximo, pasando entonces a disminuir hasta ser otra vez 0 y volverse negativa, alcanzando un valor mínimo. El siguiente valor nulo de F_x marcaba el fin del ciclo de pedaleo y el inicio del siguiente. Los valores de las distintas fuerzas correspondientes a ese marco temporal se graficaron en función del ángulo. Al alcanzar el régimen de pedaleo estable se observó repetibilidad en las mediciones. En las figuras 4, 5 y 6 se presentan las 3 componentes de la fuerza de los 3 sujetos en un ciclo aleatorio para el pedaleo estable.

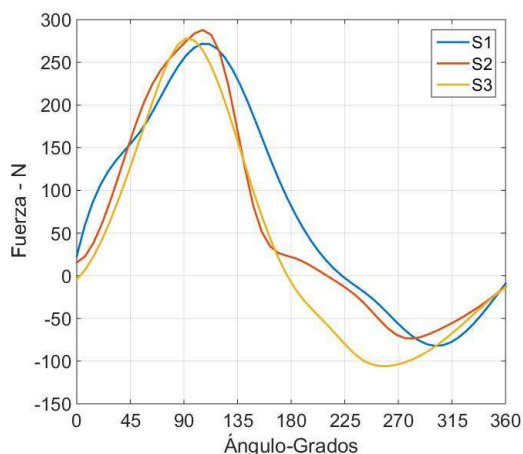


Figura 4: componente X de la fuerza para los 3 sujetos

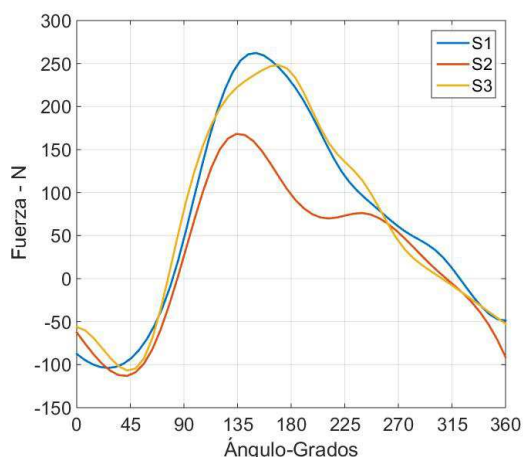


Figura 5: componente Y de la fuerza para los 3 sujetos

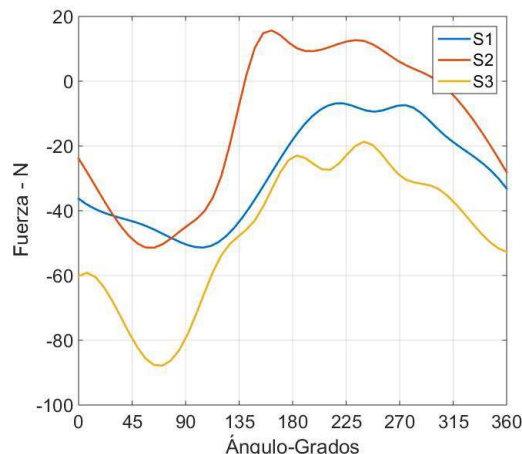


Figura 6: componente Z de la fuerza para los 3 sujetos

Los resultados obtenidos son comparables a los de estudios que pueden hallarse en la bibliografía, como los de Hull⁵, Alexander², Mournieux⁴ o Joo-Hack⁸.

Conclusiones y trabajos futuros

En este trabajo se ha realizado el diseño, fabricación y montaje de un dispositivo inalámbrico de bajo coste que permite la medición de fuerzas 3D realizadas sobre el pedal durante el pedaleo. La comparación entre las fuerzas arrojadas por la bibliografía y las calculadas a partir de los datos tomados con el dispositivo diseñado es prometedora tanto cualitativa como cuantitativamente. Mediciones adicionales serán necesarias para la validación del dispositivo. Asimismo, se modificará el sistema para permitir mediciones en tiempo real, una mayor frecuencia de muestreo e incorporar una unidad de medición inercial para identificar los ciclos de forma más precisa.

Agradecimientos

Los autores agradecen al Ministerio de Economía y Competitividad (Gobierno de España) por financiar el proyecto DPI 2016-80796-P, dentro del cual se ha realizado este estudio.

Referencias

- [1] Ericson, M.O. et al. (1988). Efficiency of Pedal Forces During Ergometer Cycling. *Int. J. Sports med*, 9:118-22
- [2] Alexander, N. et al. (2013). A new pedal system measuring forces in three dimensions. *International Symposium on Biomechanics in Sports*. Recuperado de <https://www.researchgate.net>
- [3] Ruby, P. et al. (1992). Tree-dimensional knee joint loading during seated cycling. *J. Biomech*, 1:41-53
- [4] Mornieux, G. et al. (2006). A cycle ergometer mounted on a standard force platform for three-dimensional pedal forces measurement during cycling. *J. Biomech*, 39:1296-1303
- [5] Hull, M.L. et al. (1981). Measurement of pedal loading in bicycling. *J. Biomech*, 12:843-856
- [6] Osorio, J.S. et al. (2007). Diseño y construcción de un pedal de bicicleta basado en sensores piezorresistivos para determinar la fuerza resultante. *Revista Ingeniería Biomédica*, 2:55-60
- [7] Bini, R. y Carpes, F. (Eds.). (2014). *Biomechanics of Cycling*, doi: 10.1007/978-3-319-05539-8_2
- [8] Joo-Hack, L. et al. (2015). Development of a System for Measuring the Three-Axis Pedal Force in Cycling and Its Applications. *International Journal of Sport and Health Sciences*, 2:235-238

Validación del uso del sistema LeapMotion para el registro de los ángulos de flexión de la mano

Mestre-Vicente A.¹, Roda-Sales A.¹, Gracia-Ibáñez V.¹, Vergara M.¹, Sancho-Bru J.L.¹

¹Departamento de Ingeniería Mecánica y Construcción,
Universitat Jaume I, Castelló de la Plana (España), almeister@uji.es

Introducción

La evaluación de la capacidad de realización de actividades de la vida diaria (AVD) es clave en la práctica clínica. La cuantificación de estas capacidades permite realizar un seguimiento de la recuperación del paciente, permitiendo adaptar el tratamiento de rehabilitación en función de su respuesta al mismo. En el campo de la evaluación clínica de la mano, recientes estudios han obtenido relaciones entre la capacidad para desarrollar AVD y los rangos activos de movimiento (RAM) y rangos funcionales de movimiento[1]. Sin embargo, las herramientas empleadas hoy en día para el registro de la cinemática de la mano requieren instrumentación específica que usualmente suele ser costosa y que requiere mucho tiempo tanto para su montaje, así como para el procesamiento de los datos registrados. Sin embargo, con el auge de las tecnologías de realidad virtual, existen en el mercado sistemas ópticos compactos, menos costosos y capaces de registrar el movimiento sin la necesidad de marcadores, como es el caso del sistema LeapMotion. Este sistema podría tratarse de una buena alternativa para poder medir los RAM de los pacientes siempre y cuando su precisión sea la adecuada, ya que todavía no están validados para su uso en aplicaciones de evaluación clínica ni en el campo de la biomecánica. Algunos trabajos ya han valorado la posibilidad de su uso y han estudiado la precisión de sus mediciones comparándolas tanto con técnicas de goniometría [2] como videogramétricas[3]. Sin embargo, en este último caso, no se estudiaron en detalle las articulaciones de todos los dedos. Por ello, el cometido de este trabajo es cuantificar el error de medida en las articulaciones de los dedos mediante la comparación de los registros con los realizados mediante un sistema videogramétrico validado como el Vicon, de marcadores pasivos [4] y los realizados con el LeapMotion. Para ello se propone el registro de cuatro posturas utilizando los dos sistemas, y la comparación de los valores de flexión obtenidos. Con ello se pretende obtener el error de medida del LeapMotion en las articulaciones metacarpofalángicas (MCF), interfalángicas proximales (IFP) e interfalángicas distales (IFD) de los dedos índice, corazón, anular y meñique.

Material y métodos

a. Sujetos

Los participantes en el ensayo fueron un hombre y una mujer sanos y diestros, con una edad de 21 y 27 años, respectivamente. El experimento fue aprobado

por el comité deontológico de la Universitat Jaume I y ambos sujetos dieron su consentimiento por escrito tras haber sido informados de las características del ensayo.

b. Material

El material empleado para el experimento fueron los sistemas de captura de movimiento Vicon y LeapMotion. El sistema Vicon está compuesto por 8 cámaras infrarrojas modelo Bonita que realizan el registro de la trayectoria de marcadores pasivos en el espacio. El LeapMotion consta de un sensor óptico compacto (30x80x13mm) compuesto por dos cámaras infrarrojas y tres LEDs infrarrojos. Tiene un volumen de interacción de aproximadamente 0,22m³, registrando hasta una distancia máxima de 80cm del sensor. A partir del registro de estas cámaras el software propio filtra los elementos de fondo y analiza las imágenes para realizar una reconstrucción 3D de lo que el sensor ha registrado. Posteriormente, se buscan coincidencias en las imágenes que puedan pertenecer a dedos o segmentos de la mano, y se asocian a los mismos, infiriendo la posición de aquellos segmentos que están ocultos. Después de un filtrado de estos datos para asegurar su coherencia temporal, estas posiciones en el espacio pueden ser volcadas y representadas a través del software propio. A partir de estas posiciones en el espacio pueden calcularse las rotaciones relativas entre segmentos y, por tanto, los ángulos rotados por cada articulación. La parte de modelo cinemático empleada para el cálculo a partir de los registros mediante ambos sistemas es la que se muestra en la Figura 1, que consta de marcadores en los dedos 2 a 5 en las articulaciones MCF, IFP, IFD y en la punta de los dedos (EX).

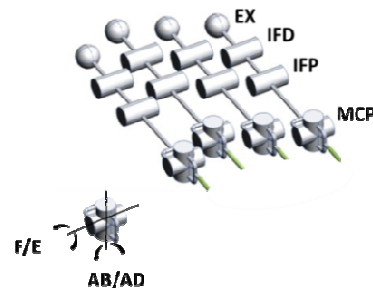


Figura 1: Representación gráfica de la parte del modelo cinemático utilizado (dedos del 2 al 5). Movimientos: F (Flexión), E (Extensión), AB (Abducción), AD (Aducción).

c. Experimento

Ambos sujetos realizaron la postura de referencia y cuatro posturas controladas (Figura 2). Estas

posturas se realizaron y registraron empleando los dos sistemas videogramétricos (Figura 3).

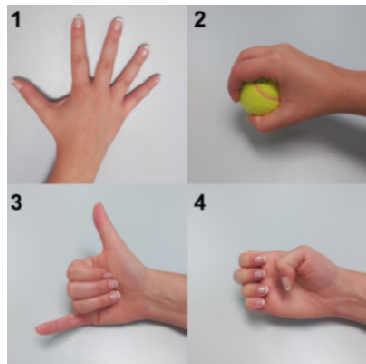


Figura 1: Posturas registradas (1: Mano plana extendida al máximo, 2: Agarre esférico, 3: American SignLanguage Y, 4: Máxima flexión IPs y MCP1).



Figura 3: Registro de la postura 2 realizado con el sistema Vicon (izquierda) y con el LeapMotion (derecha).

d. Análisis de datos

A partir de las coordenadas 3D de los marcadores obtenidas por ambos sistemas, se calcularon los ángulos de flexión en los dedos 2 a 4 para las articulaciones MCF, IFP e IFD en cada una de las posturas, de acuerdo con la técnica videogramétrica propuesta en [4]. Como medida del error se calculó la diferencia entre los resultados del LeapMotion y de la técnica videogramétrica validada.

Resultados

En la Tabla 1 se presentan los errores RMS obtenidos para cada uno de los conjuntos articulares, así como los valores medios de los errores para cada articulación.

Tabla 1: Errores RMS y errores medios para los ángulos de flexión medidos.

Articulación	Error RMS	Error medio
MCF2	19,28	2,13
IFP2	24,06	-3,68
IFD2	15,15	-6,46
MCF3	13,39	7,37
IFP3	23,10	-8,89
IFD3	22,59	-9,86
MCF4	17,05	10,34
IFP4	23,51	-8,99
IFD4	17,12	-1,66
MCF5	18,09	-6,93
IFP5	23,07	2,86
IFD5	21,20	-6,48

Como puede observarse, el mayor error RMS lo ha presentado la IFP2 (24,06°). Agrupando por tipo de articulación, los errores RMS más altos se han obtenido para las articulaciones interfalángicas proximales (error RMS de 23,44°), mientras que el error RMS en las MCF (17,10°) y las IFD (19,25°) ha sido inferior. En cuanto a los valores medios de diferencias, el mayor sesgo en los resultados se ha obtenido para la MCF4 (10,34°) y la IFD3 (-9,86°). Agrupando por tipos de articulación, el mayor sesgo lo han presentado las IFD (-6,11°), mientras que el obtenido en las MCF e IFP (3,23° y -4,67° respectivamente) ha sido inferior.

Discusión

Mediante estos experimentos preliminares se ha detectado un alto grado de error en algunas de las articulaciones que normalmente presentan menos problemas durante el registro de datos. Estos resultados son coherentes con estudios previos en los que el grado de error del sistema LeapMotion que se obtuvo fue notorio [2]. Con ello se evidencia que esta técnica (en la configuración que se está empleando para estos registros) no es la más adecuada para el registro cinemático de las articulaciones de los dedos, y que se deben estudiar otras alternativas de configuración para la obtención de la cinemática de la mano con este sistema. Una alternativa sería el uso de más de un sensor, tal como ya han hecho en otros trabajos con fines distintos [5–7] en los que se han obtenido buenos resultados. Otra sería el uso de técnicas como las redes neuronales para mejorar la estimación de las posiciones, como ya han planteado en otros trabajos en los que se han obtenido muy buenos resultados [8].

Agradecimientos

A la Universitat Jaume I por la financiación a través del proyecto UJI-B2017-51.

Referencias

- [1] V. Gracia-Ibáñez, M. Vergara, J.L. Sancho-Bru, M.C. Mora, C. Piqueras, J. Hand Ther. 30 (2017) 337–347.
- [2] R.L. Trejo, J.P.G. Vazquez, M.L.G. Ramirez, L.E.V. Corral, I.R. Marquez, 2017 14th IEEE Annu. Consum. Commun. Netw. Conf. CCNC 2017 (2017) 137–141.
- [3] A.H. Smeragliuolo, N.J. Hill, L. Disla, D. Putrino, J. Biomech. 49 (2016) 1742–1750.
- [4] J.L. Sancho-Bru, N.J. Jarque-Bou, M. Vergara, A. Pérez-González, Proc. Inst. Mech. Eng. Part H J. Eng. Med. 228 (2014) 182–189.
- [5] H. Jin, Q. Chen, Z. Chen, Y. Hu, J. Zhang, CAAI Trans. Intell. Technol. 1 (2016) 104–113.
- [6] G. Placidi, L. Cinque, A. Petracca, M. Polsinelli, M. Specialetti, A. Vilab, in: Proc. 6th Int. Conf. Pattern Recognit. Appl. Methods (ICPRAM 2017), 2017, pp. 184–192.
- [7] G. Placidi, Sensors 18 (2018) 1–13.
- [8] E. Eusterwiemann, M.A. Robinson, M. Anderson, G.J. Barton, in: Proc. 27th Annu. Meet. Eur. Soc. Mov. Anal. Adults Child., Prague, 2018.

Termografía aplicada en la periodización y la cuantificación de la carga en el ciclismo: Resultados preliminares

Gandia A.¹, Priego J.I.^{1,2}, Cibrián R.¹, Salvador R.

¹ Grupo de Investigación en Física Médica (GIFIME), Departamento de Fisiología, Universitat de València, España, alexisgandiasoriano@gmail.com

² Grupo de Investigación en Biomecánica Aplicada al Deporte (GIBD), Departamento de Educación Física y Deporte, Universitat de València, España

Introducción

El ejercicio desestabiliza la homeostasis y genera un estímulo en el organismo. El organismo responde a las demandas generadas de manera aguda y momentánea para poder realizar y mantener el ejercicio. Estímulos repetidos a lo largo del tiempo generan adaptaciones crónicas en el organismo preparando al cuerpo para futuras actividades físicas (1). Si el estímulo no es excesivo, estas adaptaciones son positivas para la salud (2) y además, se utilizan en el entrenamiento deportivo para mejorar el rendimiento (1). Sin embargo, estímulos descontrolados de ejercicio físico pueden generar sobreentrenamiento o incrementar el riesgo de lesión (1).

En el ciclismo existen varias herramientas para el control y análisis del estímulo del entrenamiento. Sin embargo ninguna de ellas es capaz de representar por completo el estímulo generado (1).

Una de las técnicas que podría ayudar a medir el estímulo producido es la termografía infrarroja, técnica no invasiva y a distancia que mide la temperatura de la piel. El interés de la termografía es porque la temperatura de la piel es capaz de mostrar incrementos metabólicos(3), diferentes distribuciones de flujo sanguíneo (4) y/o lesiones (5), lo que podría ayudar a entender el estímulo de entrenamiento.

Hipótesis y Objetivos

La hipótesis general de este estudio preliminar fue que la temperatura de la piel es superior en semanas de mayor carga de entrenamiento en comparación con semanas de menor carga.

Así, el objetivo principal fue estudiar el efecto de la carga de entrenamiento en la temperatura de la piel.

Metodología

Nueve ciclistas (4 mujeres y 5 hombres, 40 ± 13 años, 70 ± 10 kg de masa corporal, $1,68 \pm 0,09$ m de altura, 12 ± 4 % de grasa corporal y 23 ± 2 kg/m² de índice de masa corporal) participaron en el estudio. Se estableció como criterio de inclusión que realizasen ciclismo al menos 4 días y 7 horas a la semana.

El protocolo consistió en que los ciclistas realizasen una semana de entrenamiento suave y otra de entrenamiento duro. La semana de entrenamiento duro fue el doble de volumen que la de suave, teniendo también una mayor intensidad. Las semanas de entrenamientos se hacían de forma consecutiva. El orden de las semanas fue randomizado. Se tomaron los parámetros de control (masa corporal, presión arterial, saturación de oxígeno, percepción del dolor y variabilidad de la frecuencia cardíaca) y las imágenes

termográficas la mañana siguiente al entrenamiento, en ayunas y a primera hora. Se realizaron medidas el primer día del estudio, cuando no habían realizado entrenamiento (medida PRE) y los días uno y dos de cada semana (medidas suave1, suave2, duro1, duro2). Además se midió también el día posterior de cada semana (medidas POSTsuave y POST duro) (figura1).

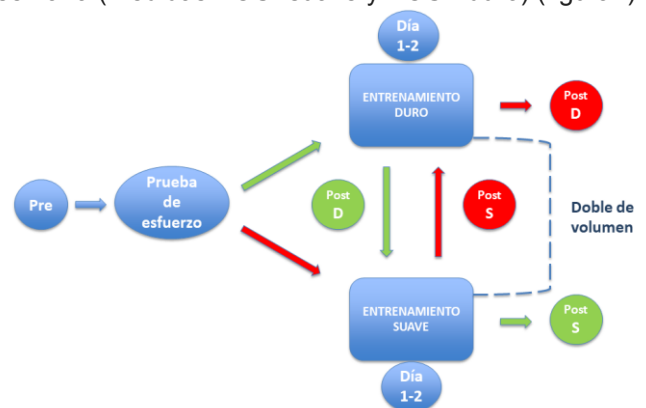


Figura 1: Programa de entrenamiento. Pre: medición día previo; Día 1-2: Medición días 1 y 2 de cada semana; Post D y Post S: Medición día posterior de cada semana. Camino rojo, sujetos empiezan entrenamiento suave; Camino verde sujetos empiezan entrenamiento duro.

Se preparó una sala idónea para las mediciones termográficas, realizadas con una cámara Flir E-60. Los sujetos siguieron las recomendaciones para el correcto análisis termográfico (no beber alcohol en las 12 horas previas o no fumar, entre otras). Se estudió 14 regiones de interés rodillas, piernas anteriores y posteriores, muslos anteriores y posteriores y poplíteos tanto en la izquierda como en la derecha, más tronco anterior y posterior.

Para el estudio estadístico se utilizó Shapiro-Wilk para estudiar la normalidad de la muestra. Para la comparación de las medidas se utilizó el análisis de la variancia para medidas repetidas y para estudiar la relación entre las variables se utilizó las regresiones lineales y correlaciones bivariadas de Pearson.

Resultados y Discusión

No se encontraron diferencias significativas ($p > 0,05$) entre las regiones de interés termográfico ni en la mayoría de parámetros de control entre la semana de entrenamiento suave y duro. Solo se encontraron diferencias significativas ($p < 0,05$) en la banda de alta frecuencia en el análisis de la variabilidad de la frecuencia cardíaca.

Lo que podría estar enfrentado con los primeros hallazgos del estudio de la temperatura de la piel, que si mostraban incrementos (6). Sin embargo, los estudios analizaban estos incrementos solamente unas

horas después de realizar ejercicio físico. Además, estudios que encontraron influencia al día siguiente, era de menos de 0,5 grados, cosa muy difícil en nuestra muestra (7).

Sin embargo, se observaron diferentes tendencias en el comportamiento entre las diferentes regiones (figuras 2 y 3). Además, se aprecian diferencias entre estas regiones según si los sujetos empezaron primero el entrenamiento suave o el entrenamiento duro (figura 2 y 3).

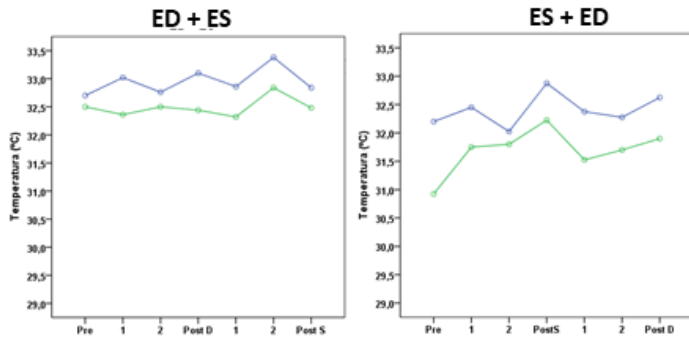


Figura 2: Comportamiento de las **regiones del tronco anterior** y **tronco posterior** según la semana de entrenamiento duro (ED) o suave (ES).

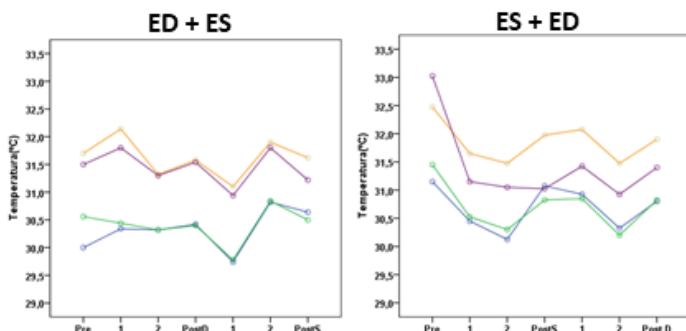


Figura 3: Comportamiento de las **regiones de la rodilla derecha e izquierda** y de las **piernas anteriores derecha e izquierda** en función de la semana de entrenamiento duro (ED) o suave (ES).

La diferencia entre comportamiento de las regiones, se ha observado en otros estudios con atletas y ciclistas en las regiones de interés de la rodilla y pierna anterior poco después de realizar ejercicio (6). Lo que parecería estar relacionado con el reporte de este estudio. Esto, podría estar relacionados con estudios que muestran diferencias entre la temperatura para diferentes tipos de ejercicio físico (8), distribución sanguíneas o formas de producir calor (6).

Se analizaron también las diferencias entre días, y sí que se obtuvieron diferencias significativas ($p < 0,05$) en las regiones de tronco y muslos posteriores, muslos anteriores y poplíteos. En este sentido coincidiendo con los pocos estudios existentes (7).

Además, se encontró una relación ($R=0,4$ y $p=0,03$) entre el incremento de temperatura respecto al día pre y el aumento de la banda de alta frecuencia (HF), disminuyendo este incremento cuando aumenta la HF (figura 4).

Existen estudios que relacionan la activación del sistema nervioso simpático con la temperatura de la piel (9,10), que podría estar apoyando la relación entre la HF (parasimpático) y la variación de temperatura.

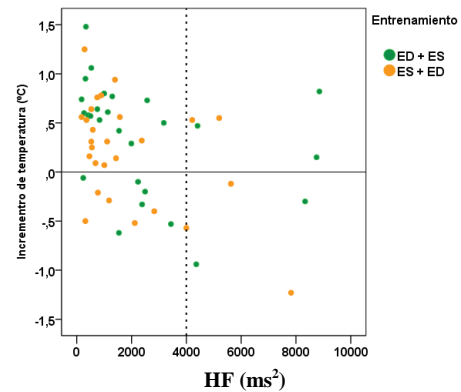


Figura 4: Relación entre el incremento de temperatura respecto al día previo y la banda de alta frecuencia.

Conclusión

Los resultados más relevantes de este estudio indican que:

- El entrenamiento produce variación de la temperatura corporal entre el día pre y los días post en las regiones del tronco, muslos anteriores, muslos posteriores y poplíteo ($p < 0,05$).
- No se han encontrado diferencias significativas entre las semanas de entrenamiento duro y de entrenamiento suave, pero sí parece existir influencia del orden de realización de los entrenamientos.
- El incremento de temperatura total a lo largo del estudio está relacionado inversamente con la variabilidad de la frecuencia cardiaca.

Referencias

1. Jiménez Díaz JF, Terrados Cepada N, Villa Vicente G Manonelles Marqueta P. Medicina y fisiología del ciclismo. FEMEDE. Nexos Médica. Barcelona; 2009
2. Viña J, Sanchis-Gomar F, Martínez-Bello V, Gómez-Cabrera MC. Exercise acts as a drug; the pharmacological benefits of exercise. Br J Pharmacol. 2012 Sep;167(1):1–12.
3. Naperalsky M, Ruby B, Slivka D. Environmental Temperature and Glycogen Resynthesis. Int J Sports Med. 2010 Aug 12;31(8):561–6.
4. Kenney WL, Johnson JM. Control of skin blood flow during exercise. Med Sci Sports Exerc. 1992 Mar;24(3):303–12.
5. Hildebrandt C, Zeilberger K, John Ring EF, Raschner C. The Application of Medical Infrared Thermography in Sports Medicine. An International Perspective on Topics in Sports Medicine and Sports Injury. 2012
6. Marins J, Fernández-Cuevas I, Arnaiz-Lastras J, Fernandes A., Sillero-Quintana M. Applications of infrared thermography in sports. A review. Rev Int Med y Ciencias la Act Física y el Deport. 2015;15(60):805–24.
7. Andrade Fernandes A, Pimenta EM, Moreira DG, Sillero-Quintana M, Marins JCB, Morandi RF. Skin temperature changes of under-20 soccer players after two consecutive matches. Sport Sci Health. 2017 Dec 1;13(3):635–43.
8. Bouzida N, Bendada A, Mالدague XP. Visualization of body thermoregulation by infrared imaging. J Therm Biol. 2009 Apr 1;34(3):120–6.
9. Sleight P, La Rovere MT, Mortara A, Pinna G, Maestri R, Leuzzi S, et al. Physiology and pathophysiology of heart rate and blood pressure variability in humans: is power spectral analysis largely an index of baroreflex gain? Clin Sci (Lond). 1995 Jan;88(1):103–9.
10. Gulyaev YV, Markov AG, Koreneva LG, Zakharov PV. Dynamical infrared thermography in humans. IEEE Eng Med Biol Mag. 1995 Nov;14(6):766–71.

Propiedades ultrasónicas de cizallamiento acústico de muestras ex vivo de hígado animal

H Faris I.^{1,2}, Callejas A.^{1,2}, Torres J.^{1,2,3}, Melchor J.^{1,2,3}, Rus G.^{1,2,3}

¹ Universidad de Granada, España, inas@ugr.es

² Instituto de Investigación Biosanitaria, España, jmelchor@ugr.es

³ MNat Unidad científica de excelencia, España, grus@ugr.es

Introducción

La elastografía es una técnica que nos permite determinar las propiedades elásticas de los tejidos vivos, la cual se viene usando desde la década de los 90 en diversas aplicaciones médicas. Reproduce y reemplaza la palpación realizada por los clínicos, permitiendo obtener resultados menos dependientes de los criterios de los facultativos. El mapeo de la rigidez puede estimarse a partir de métodos estáticos, como el análisis de la tensión en el tejido bajo presión, o por métodos dinámicos, como la obtención de imagen por ondas de corte. Esta última técnica dinámica depende de la propagación de las ondas de corte¹, a partir de las que se pueden sacar propiedades mecánicas cuantitativas en contraposición a los métodos estáticos. Las ondas torsionales son ondas elásticas cortantes que se propagan a través del tejido blando radialmente y en profundidad en una geometría rizada. El resultado matemático de Reissner y Sagoci en 1944² produce la semilla de formulación de onda torsional. Se ha demostrado que la aplicación de ondas de ultrasonido torsionales para detectar la arquitectura de tejidos blandos permite una nueva clase de biomarcadores que cuantifican la funcionalidad mecánica de cualquier tejido blando³. La naturaleza inexplorada del tejido, junto a la aplicación de estos biomarcadores mecánicos y las ondas torsionales, proporcionan una tecnología de diagnóstico muy interesante. Se exigen estudios de validación debido al interés que surge en los parámetros viscoelásticos derivados de las técnicas de elastografía. En este trabajo, la generación y detección de ondas torsionales a través de la tecnología propuesta desarrollada por nuestro grupo⁴ se utiliza para obtener propiedades mecánicas de tejidos blandos. La finalidad del estudio es comparar estos resultados con técnicas de elastografía dinámica.

Material y métodos

Se han usado tres muestras ex vivo de hígados de pollo fresco. Las muestras ex vivo se mantuvieron a temperatura ambiente (25°C) antes de los ensayos. Para determinar el efecto de la viscosidad, se han preparado dos phantom homogéneos. Ambos se fabricaron a partir de gelatina porcina en polvo con una concentración de gelatina del 7,5% (Fisher Chemical, Ino Unido) y 0,5% de dodecilsulfato de sodio (Sigma-Aldrich Corp., St. Louis, MO, EE. UU.). El proceso de fabricación de los phantom siguió el estándar utilizado en la literatura¹. En la primera figura se pueden observar las muestras ex vivo utilizadas para este trabajo y los ingredientes para la fabricación de los phantom.

Elastografía de la onda de torsión TWE

El sensor se basa en una novedosa disposición concéntrica en la que se intercalan elementos piezoeléctricos y electromecánicos⁵. Esto permite la interrogación precisa de la funcionalidad mecánica de los tejidos blandos en geometrías cilíndricas. Esto es un desafío para los enfoques de elastografía actuales en pequeños órganos.



Figura 1: Tres muestras de hígado ex vivo e ingredientes para fabricar los phantom.

La tecnología propuesta permitirá la cuantificación de la funcionalidad mecánica a través de parámetros más allá del módulo de corte lineal elástico, e incluye dispersión y características de no linealidad. Estos parámetros mecánicos de orden superior pueden convertirse en biomarcadores discriminantes clave. La Figura 2 muestra la configuración de la sonda TWE desarrollada por nuestro grupo. En la subfigura superior, se puede ver el sensor encapsulado en una estructura que permite medir mediante un sistema motorizado, además de proporcionar un posicionado exacto y ejerciendo al mismo tiempo una presión controlada sobre la muestra. La subfigura inferior izquierda muestra una sección transversal de la sonda TWE. Los detalles para calcular el tiempo de vuelo (TDV) se encuentran en el trabajo de Callejas A. *et al*⁶. La velocidad de la onda de corte obtenida del tiempo de vuelo es:

$$Velocidad = distancia / TDV - retardo \quad (1)$$

Elastografía de la onda de corte TWE

El sistema Verasonics (Verasonics, Inc., Kirkland, WA, EE. UU.) es compatible con varios transductores, ofreciendo una gran flexibilidad en el diseño de secuencias. Además, Verasonics proporciona acceso directo a los datos de cada canal en tiempo real, así como la habilidad de formar imágenes por ultrasonido a suficientes frames para su análisis⁷. Para calcular la velocidad de dispersión desde SWE se extrajo la curva de dispersión de la velocidad de la onda de corte utilizando un método de diferencia de fase. En primer lugar, se suaviza el campo de la velocidad del tejido. Esta operación no modifica la velocidad de la fase, solo

la amplitud y la fase inicial. La propagación de la onda plana en la muestra a lo largo de la dirección x se describe mediante un campo de velocidad 2D $v = (x, t)$ La fase $\varphi(x, \omega)$ de la onda en cada frecuencia se obtiene mediante una transformación de Fourier del campo de velocidad del tejido. Así, la velocidad de la fase de onda de corte es:

$$c_s = \omega / -Re[k(\omega)] \quad (2)$$

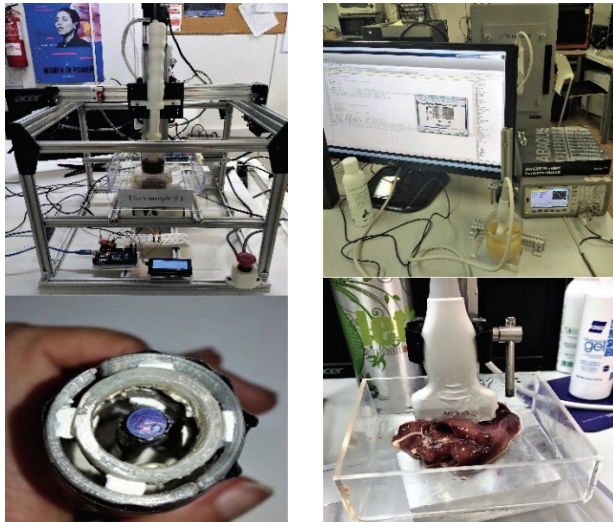


Figura 2: Izquierda: Configuración TWE, abajo izq sección de la sonda de torsión. Derecha: Equipo Verasonics midiendo muestra de hidrogel, abajo dcha sonda L11_5v midiendo muestra ex vivo. Las fotos fueron tomadas en el laboratorio de END de la UGR.

Resultados y discusión

Los resultados se pueden ver en las curvas de dispersión mostradas en la Figura 3, obtenidas de ambas técnicas; TWE y SWE. Los resultados de las muestras ex vivo (subfigura superior), demuestran que ambas curvas siguen la misma tendencia y reflejan su carácter viscoso. Los phantom de gelatina siguen esa misma tendencia (subfigura inferior). A frecuencias bajas los valores medios obtenidos son similares a los rangos de valores obtenidos de la literatura para tejidos blandos similares^{8,9}. Sin embargo, a altas frecuencias (>800Hz) la tendencia de las curvas es separarse. Esto probablemente se deba a que la atenuación es demasiado alta y la señal se disipa. Una primera validación de TWE fue hecha por Callejas et al⁶ usando la reometría, la limitación del estudio se debe a que las medidas para obtener el módulo de cizalla se realizaron en frecuencias muy por debajo de las medidas hechas mediante TWE (300Hz a 1kHz). Por ello, en este nuevo estudio se ha utilizado el sistema Verasonics como fuente de la velocidad de onda de corte medida con (ARFI) lo que permite hacer una comparación entre los dos métodos en el mismo rango de frecuencias.

Conclusiones

El objetivo que persigue este estudio es validar una nueva técnica de elastografía, basada en ondas de torsión (TWE), que está siendo desarrollada por nuestro grupo. Se busca interrogar con precisión la funcionalidad mecánica de los tejidos blandos, consiguiendo superar un conjunto de limitaciones de

los sistemas actuales y cuantificando con precisión la velocidad de onda de corte del tejido blando. Nuestra contribución es el estudio de la viabilidad de TWE en comparación con la elastografía de onda de corte (SWE) en muestras ex vivo de hígado de pollo, en el mismo rango de frecuencias. Los resultados preliminares muestran que el transductor propuesto permite reconstruir con éxito las constantes mecánicas de la onda torsional propagada, demostrando una prueba de concepto y garantizando estudios adicionales.

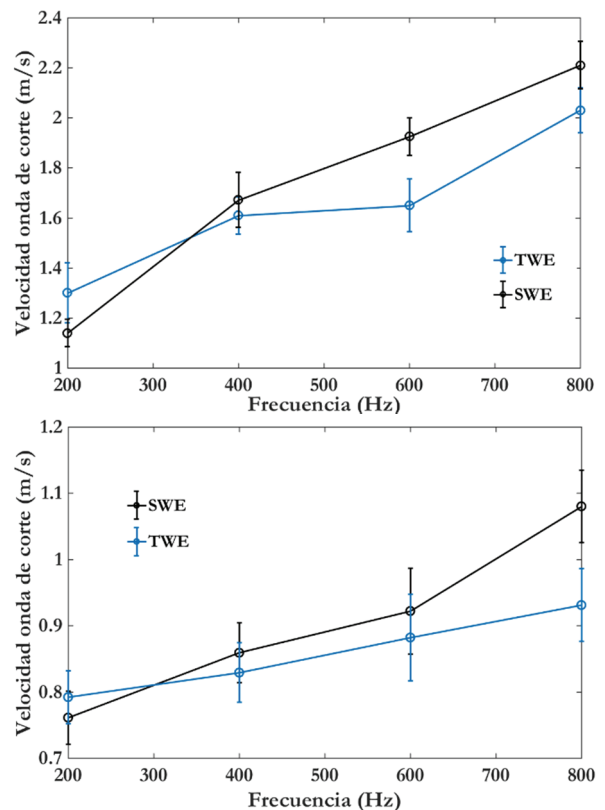


Figura 3: Comparación entre las técnicas TWE y SWE en muestras ex-vivo de hígado(arriba) y phantom(abajo). Los círculos son los valores medios sobre las tres muestras y las barras horizontales son las desviaciones estándar.

Agradecimientos

Esta investigación fue apoyada por el Ministerio de Educación. DPI2017-83859-R, DPI2014-51870-R, DPI2010-17065, UNGR15-CE-3664, Ministerio de Sanidad DTS15 / 00093, PI16 / 00339, PI-0107-2017, PIN-0030-2017 Junta de Andalucía P11-CTS-8089.

Referencias

- [1] Urban M. et al. J. of the Acoustical Society of America 2011, 130, 1133-1141.
- [2] Sagoci, H. F. J. of Applied Physics, 1944, 15 9, 655-662.
- [3] Ophir J. et al. Ultrason Imaging. 1991, 3(2), 111-34.
- [4] INNITIUS, Patent: Extensiones Internacionales 16-07-2015, PCT/ES2016/070540.
- [5] Melchor J.; Rus G. Ultrasonics 2014, 54, 1950-1962.
- [6] Callejas A. et al. Sensors (Basel, Switzerland). 2017, 17(9), 2078.
- [7] Deng Y. et al. IEEE transactions on ultrasonics, ferroelectrics, and frequency control 2017, 164(1), 164-176.
- [8] Orescanin M. et al. Ultrasonics Symposium (IUS), IEEE International 2009, 127-130.
- [9] Barry, C.T. et al. Ultrasound in Medicine & Biology, 2012, 38-2, 175-82.

Obtención y aplicación de condiciones de contorno del hígado por registro blando entre pares espiración-inspiración

Pellicer-Valero, Oscar José¹, Martínez-Sanchis, Sandra², Martín-Guerrero José David¹, Rupérez, María José²

¹ Intelligent Data Analysis Laboratory (IDAL), Universitat de València, España, ospeva@uv.es

² Centro de Investigación en Ingeniería Mecánica, CIIM, Universitat Politècnica de València, España, mjrupere@upvnet.upv.es

Introducción

Uno de los mayores retos a la hora de lograr simulaciones del comportamiento mecánico del hígado que sean anatómicamente correctas es la obtención de sus condiciones de contorno. Es decir, conocer con exactitud cómo se comporta este órgano en relación con el resto de los órganos que lo rodean y están en contacto con él. En este trabajo se presenta una metodología que permite encontrar y posteriormente aplicar unas condiciones de contorno generales aproximadas válidas para cualquier hígado cuyo comportamiento se quiera simular in vivo.

La metodología se basa en realizar primero un registro rígido y después un registro blando entre imágenes de inspiración y espiración de un mismo paciente para obtener un campo de desplazamientos del hígado durante la respiración. Esto se repetirá para los 12 pacientes de cuyas imágenes se dispone. Finalmente, se realizará una proyección no lineal de estos campos de desplazamientos sobre un único hígado modelo y se umbralizará el campo medio sobre este hígado para determinar qué nodos se pueden considerar aproximadamente fijos. Finalmente, registrando el hígado modelo a cualquier otro hígado, será posible transferir las condiciones de contorno de forma automática a cualquier hígado independientemente de su geometría.

Material y métodos

Se puede argumentar que, durante el ciclo respiratorio, el hígado se ve sometido a dos tipos de movimientos que se superponen: uno rígido y uno blando. El primero es aquel por el cual el hígado se traslada y gira junto con todos los órganos y tejidos que tiene alrededor, tal y como si fuera un sólido rígido. El segundo es un campo de deformaciones debido a las fuerzas de contacto a las que se ve sometido a causa de la interacción con los cuerpos que lo rodean durante el desplazamiento anterior.

$$u_{total} = u_{rígido} + u_{blando} \quad (1)$$

La parte rígida del movimiento del hígado es relativamente fácil de modelar. La parte no rígida, en cambio, aporta toda la información acerca de las deformaciones que este ha sufrido, incluyendo información sobre qué nodos no han experimentado deformación alguna y se pueden considerar fijos.

El primer paso, por tanto, será realizar un registro rígido entre la malla del hígado en espiración X_0 y la malla del

hígado en inspiración X_1 de un mismo paciente, con el fin de eliminar esta parte del movimiento. Para ello se hace uso de algoritmo *Coherent Point Drift* (CPD) [1] aplicado entre los conjuntos de puntos formados por los nodos de ambas mallas (figura 1).

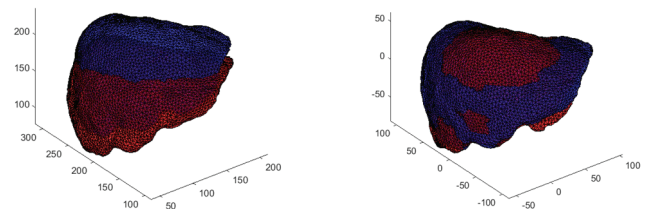


Figura 1: Hígados en diferentes etapas del ciclo respiratorio antes del registro rígido (izquierda) y después (derecha)

El siguiente paso consiste en realizar un registro no rígido entre X_0 y X_1 transformado (X_1^t). Para ello, se empleará CPD (Figura 2):

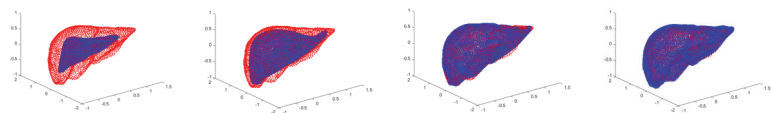


Figura 2: Visualización de la convergencia de CPD para registro no rígido

Este algoritmo, entre sus salidas, devuelve un mapa C que relaciona los nodos de X_0 y los de X_1^t ($X_0 \xrightarrow{C} X_1^t$), lo cual nos permite calcular los desplazamientos que ha sufrido cada uno de los nodos de X_0 en x, y, z para convertirse en X_1^t (figura 3).

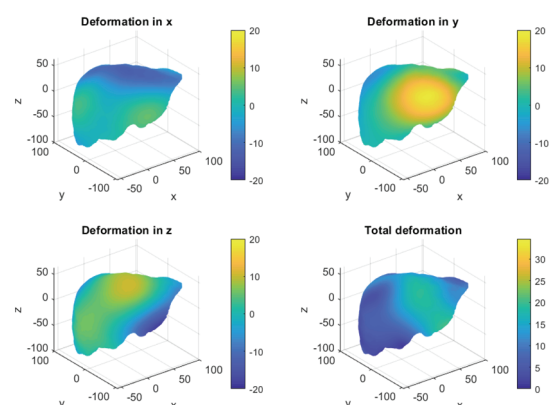


Figura 3: Campo de desplazamientos de un hígado durante el ciclo respiratorio

Una vez obtenido el campo de desplazamientos de cada uno de los hígados, el último paso será registrar todos estos campos sobre un único hígado modelo, con el fin de poder obtener un campo de desplazamientos medio. De nuevo se usa CPD para registrar los nodos de cada uno de los 12 hígados sobre el hígado modelo, que se denominará X_M , y que se ha elegido por ser el más regular (subjetivamente) de entre los 12 hígados disponibles. Esto permite proyectar el campo de desplazamientos de cada hígado sobre una única geometría (la de X_M) y calcular el campo medio sobre este modelo. La Figura 4 muestra un ejemplo del campo de desplazamientos de un hígado cualquiera (izquierda) y el mismo campo proyectado sobre el hígado modelo (derecha).

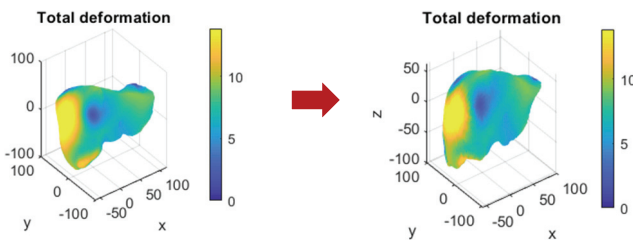


Figura 4: Campo de desplazamientos de un hígado cualquiera (izquierda) proyectado sobre el hígado modelo (derecha)

Finalmente, el campo de desplazamientos medio de todos los hígados es el que se muestra en la Figura 5:

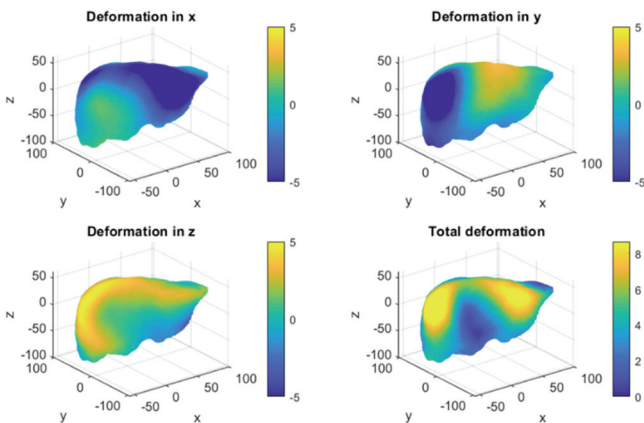


Figura 5: Campo de desplazamientos medio

Para mayor claridad, se puede umbralizar el campo de desplazamientos, y representar en rojo los nodos que menos se deforman, y en azul los nodos que más se deforman (figura 6).

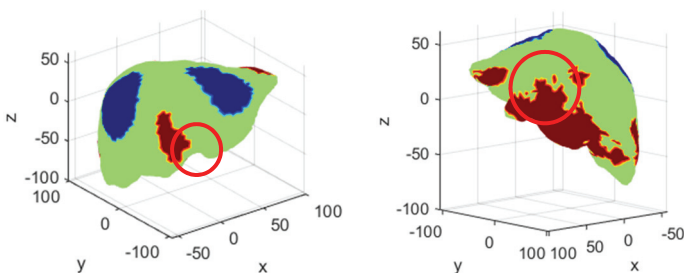


Figura 6: Campo de desplazamientos medio umbralizado. En rojo los nodos que se desplazan poco y en azul, los que se desplazan mucho. Vista frontal a la izquierda y vista trasera a la derecha

Si se quisiera aplicar estas condiciones de contorno a cualquier otro hígado X_o , sería tan fácil como registrar este hígado modelo X_M a X_o , de tal forma que se obtuviese un mapeo entre los nodos de ambos hígados, tal y como se ha realizado anteriormente, para proyectar el campo de desplazamientos de cualquier hígado al modelo. Esta idea es similar a la planteada en [2].

Resultados y discusión

En la vista frontal (izquierda) de la figura 6, se puede ver que hay un área del hígado cercana al extremo ligamento falciforme (marcado con un círculo) que se puede considerar fija. En la vista trasera, se puede ver cómo el área por donde pasa la vena cava (marcada con círculo rojo), así como la zona inferior del hígado, la cual se apoya sobre la vesícula biliar y el riñón izquierdo, y está internamente sujeta por el árbol hepático, se pueden considerar también fijas. Todas estas áreas son habitualmente consideradas fijas en la literatura, y por lo tanto se puede afirmar que los resultados encontrados en la literatura son coherentes con lo que ocurre en realidad según nuestro modelo [2].

Conclusión

El método propuesto en este trabajo proporciona una metodología que permite encontrar y posteriormente aplicar unas condiciones de contorno generales aproximadas válidas para cualquier hígado cuando se quiere simular su comportamiento mecánico in vivo dentro del cuerpo humano. Sin embargo, la metodología presenta algunas limitaciones que cabe señalar.

En primer lugar, mediante la ecuación (1) hemos separado el desplazamiento que sufre el hígado en una parte rígida y en una parte deformable. Sin embargo, la hipótesis asumida implícitamente de que el registro rígido absorberá toda la parte rígida del desplazamiento, y que el registro blando consecutivo absorberá toda la parte no rígida no es del todo cierta. En realidad, cada registro modelará una parte del desplazamiento total, que en general incluirá parte rígida y parte no rígida. En segundo lugar, aunque de media sí que se obtengan unas condiciones de contorno aproximadas, la realidad es que en algunos hígados los campos de deformaciones difieren del campo medio, por lo que se necesitarían más pacientes para la validación completa del método propuesto.

Agradecimientos

Este trabajo ha sido financiado por el MINECO a través de los proyectos de investigación TIN2014-52033-R y DPI2013-40859-R con el apoyo de fondos FEDER europeos.

Referencias

- [1] Myronenko, A., & Song, X. (2009). Point Set Registration: Coherent Point Drift. arXiv:0905.2635v1, 1-14.
- [2] Plantefève, R., et al., (2014). Atlas-Based Transfer of Boundary Conditions for Biomechanical Simulation. MICCAI, Springer International Publishing Switzerland 2014, 33-40.

Selección del modelo viscoelástico de ondas de torsión más plausible para tejido cervical

Callejas A.^{1,2}, Melchor J.^{1,2,3}, H Faris I.^{1,2}, Torres J.^{1,2}, Rus G.^{1,2,3}

¹ Departamento de Mecánica de Estructuras, Universidad de Granada, España. acallejas@ugr.es

² Instituto de Investigación Biosanitario de Granada, España. jmelchor@ugr.es

³ MNat Unidad científica de excelencia, España. grus@ugr.es

Introducción

La reconstrucción de propiedades mecánicas de tejidos a través de señales ultrasónicas es una técnica que está siendo ampliamente aplicada en el área de imagen médica. En este trabajo varios modelos de interacción ultrasonidos-tejido se han propuesto, implementados y comparados con observaciones experimentales. El principio físico adoptado es el de la técnica de ondas de torsión. Consiste en excitar el tejido mediante un actuador electromecánico y generar una onda de torsión que viaja a través del mismo y es recibida por sensores piezoeléctricos [1,2]. La minimización entre las medidas numéricas y experimentales se aborda resolviendo un problema inverso probabilista.

Material y métodos

Un modelo inverso probabilista [3] ha sido implementado que usa tres modelos viscoelásticos que simulan el comportamiento del cérvix. Los modelos viscoelásticos son los siguientes: un modelo puramente elástico, un modelo viscoelástico Kelvin-Voigt y un modelo viscoelástico Maxwell. Según la anatomía del tejido cervical, el cérvix se compone de una capa exterior (epitelio), seguida de una capa conectiva. Los parámetros que se reconstruyen mediante el problema inverso son los que siguen en la siguiente tabla:

Tabla 1: Parámetros viscoelásticos de diferentes modelos, G rigidez trasversal, th espesor epitelio y μ viscosidad.

Modelo Viscoelástico	Epitelio	Capa conectiva
Elástico	$G_{epi}^E th_{epi}^E$	G_{conec}^E
Kelvin-Voigt	$G_{epi}^{KV} th_{epi}^{KV}$ μ_{epi}^{KV}	$G_{conec}^{KV} \mu_{conec}^{KV}$
Maxwell	$G_{epi}^M th_{epi}^M \mu_{epi}^M$	$G_{conec}^M \mu_{conec}^M$

Para la implementación de los modelos viscoelásticos, un método de diferencias finitas en el dominio del tiempo se ha usado. Debido a que las ondas de torsión se propagan radialmente y en profundidad, la formulación se ha desarrollado en coordenadas cilíndricas.

Basándose en que el objetivo del trabajo es llevar a cabo un gran número de simulaciones mediante el problema inverso para muestrear el espacio de parámetros, se adopta la simplificación de axilsimetría para pasar de un modelo 3D, computacionalmente costoso, a un modelo bidimensional (Figura 1).

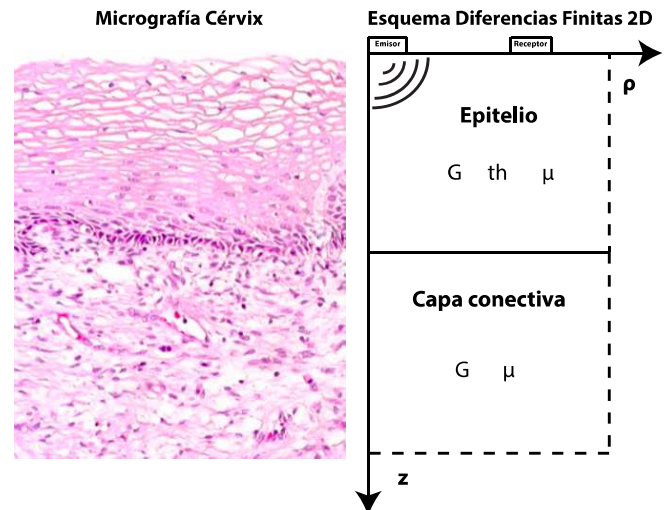


Figura 1: Micrografía de cérvix humana vs esquema de diferencias finitas bidimensional empleado.

Para obtener las condiciones de contorno del problema (emisión y recepción), un experimento con cámara de alta velocidad en gelatinas transparentes se ha llevado a cabo. La emisión de las ondas de torsión generadas se han reconstruido con un algoritmo implementado en MATLAB (Figura 2).

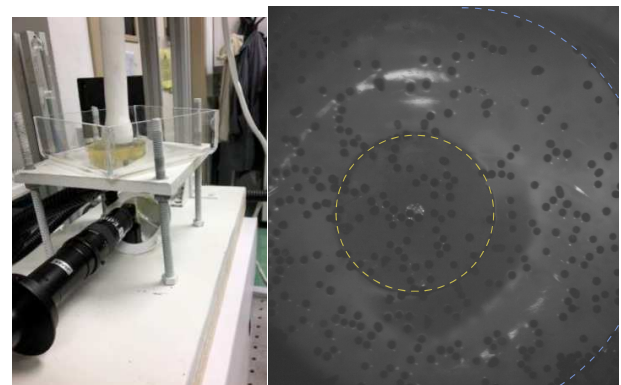


Figura 2: Izquierda: configuración experimental. Derecha: captura de cámara de alta velocidad. Círculo amarillo: actuador electromecánico. Círculo azul: receptor.

Las señales experimentales de tejido cervical se han obtenido de pacientes con prolapso uterino mediante histerectomía (Figura 3). Las mediciones con el sensor de ondas de torsión [1] se han llevado a cabo en cinco muestras de pacientes con edades comprendidas entre 55 y 74 años. Los procedimientos quirúrgicos se llevaron a cabo en el Hospital Universitario San Cecilio, Granada (España).

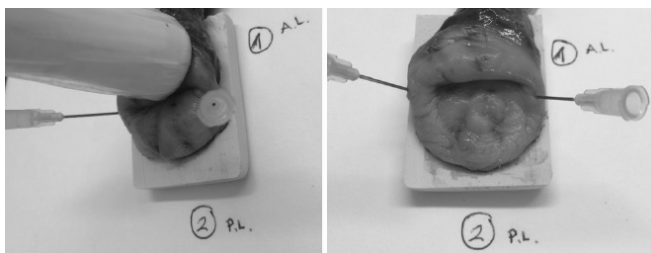


Figura 3: Medidas de las muestras de cervix con el sensor de ondas de torsión.

Para evaluar y decidir en términos de plausibilidad el modelo viscoelástico, el problema inverso se ha estudiado en base a la densidad de probabilidad = plausibilidad de ser cierto. La información a priori acerca de las observaciones medidas (O) se representa por $p^o(O, M, C)$, los parámetros del modelo M y la clase del modelo C . La información acerca de cada uno de los modelos se expresa como: $p^m(O, M, C)$ [3]. La probabilidad a posteriori se calcula como sigue:

$$p(O, M, C) = k_1 \frac{p^o(O, M, C) p^m(O, M, C)}{\mu(O, M, C)}$$

donde k_1 es la constante de normalización y $\mu(O, M, C)$ la distribución uniforme.

Resultados

En la siguiente secuencia de imágenes se muestra la propagación de ondas de torsión a lo largo del tejido cervical.

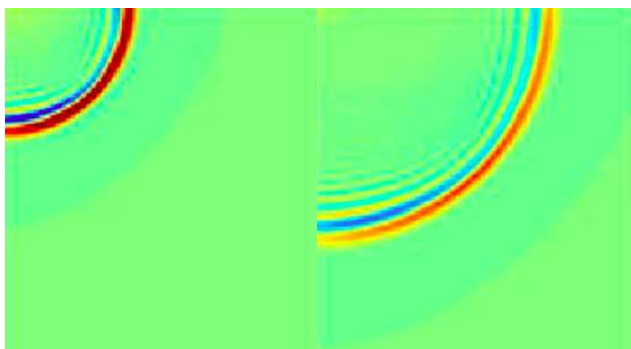


Figura 4: Propagación de ondas de torsión, simulación en diferencias finitas en 2D.

La plausibilidad de cada una de las clases del modelo (modelos viscoelásticos) se observa en el siguiente diagrama de sectores:

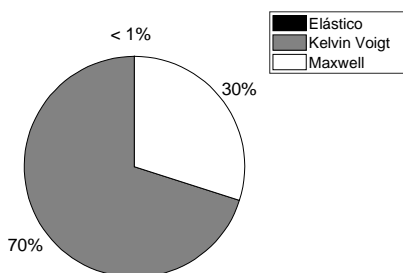


Figura 5: Diagrama de sectores de plausibilidad para cada uno de los modelos viscoelásticos.

Por último, la siguiente figura superpone la señal experimental de tejido cervical con la señal sintética del modelo más plausible (Kelvin-Voigt) tras realizar una minimización con el problema inverso.

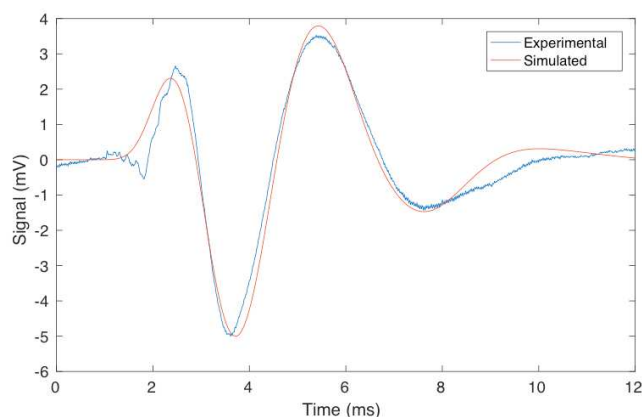


Figura 6: Ejemplo de minimización de señal experimental con señal sintética (modelo Kelvin-Voigt).

Conclusiones

Un problema inverso probabilista ha sido empleado para seleccionar el modelo viscoelástico más plausible que mejor simula la propagación de ondas de torsion a través del tejido cervical. Los tres modelos viscoelásticos usados han sido un modelo elástico, un modelo viscoelástico Kelvin-Voigt y un modelo viscoelástico Maxwell. Un método de diferencias finitas en el dominio del tiempo se ha usado para discretizar las ecuaciones de cada uno de los modelos en cuestión. Teniendo en cuenta la naturaleza de las ondas de torsión empleadas en el estudio, las ecuaciones se han formulado en coordenadas cilíndricas. La última simplificación consiste en considerar axilsimetría en el problema, lo que se traduce en abordar un problema bidimensional con la correspondiente reducción en coste computacional que conlleva. El modelo viscoelástico más plausible es el modelo Kelvin-Voigt, resultado que concuerda con las evidencias presentes en la literatura [4]. Futuros trabajos contemplan la validación del modelo seleccionado, así como la reconstrucción de parámetros viscoelásticos una vez validado.

Agradecimientos

Esta investigación ha sido financiada por el Ministerio de Educación. DPI2017-83859-R, DPI2014 51870-R, DPI2010-17065, UNGR15-CE-3664, Ministerio de Sanidad DTS15 / 00093, PI16 / 00339, PI-0107-2017, PIN-0030-2017 Junta de Andalucía P11-CTS-8089.

Referencias

- [1] INNITIUS, Patent: Extensiones Internacionales 16-07-2015, PCT/ES2016/070540.
- [2] Callejas A. et al. Sensors (Basel, Switzerland). 2017, 17(9), 2078.
- [3] Tarantola A. Volume 89, SIAM. 2005.
- [4] Catheline S. et al. The Journal of the Acoustical Society of America. 2004, 116, 3734-3741.

Hueso cortical: Caracterización mecánica y análisis basado en técnicas multiescala

Mora-Macías J.¹, Sanz-Herrera J.A.², Reina-Romo E.², Domínguez J.², Doblaré M.³

¹ ETSI, Universidad de Huelva, juan.mora@dimme.uhu.es

² ETSI, Universidad de Sevilla, {jsanz, erreina, jaime}@us.es

³ I3A, Universidad de Zaragoza, mdoblar@unizar.es

Introducción

El análisis multiescala se ha convertido en una técnica atractiva para el análisis numérico debido al rápido avance de las capacidades de los ordenadores. Se ha introducido principalmente en el campo de la mecánica de materiales, por la ventaja de tener acceso a la distribución de variables de campo tanto a nivel macroscópico como microscópico. Las técnicas multiescala también se han aplicado al análisis de materiales biológicos con un fuerte énfasis en la mecánica del tejido óseo^{1,2,3}. Sin embargo, el análisis multiescala generalmente carece de retroalimentación experimental para demostrar su validez, especialmente en la mecánica de tejidos. En este contexto, se desarrolla en este trabajo un análisis experimental y numérico micromecánico con aplicación al hueso cortical. El análisis matemático desarrollado y la simulación numérica se nutren de los resultados registrados en los experimentos llevados a cabo. Los resultados de este estudio permiten analizar la importancia de un enfoque multiescala para capturar la heterogeneidad de la microestructura, que es fundamental para comprender los procesos del tejido óseo a este nivel.

Materiales y métodos

Ensayos experimentales

Se utiliza una muestra de hueso cortical del fémur de un caballo adulto para obtener los mapas de deformación durante un ensayo biaxial.

Los ensayos experimentales consistieron en aplicar fuerzas de compresión longitudinales (FL) y transversales (FT), entre 0 y 500N, a la muestra preparada de dimensiones 30x20x4 mm (Fig. 1). Para determinar el mapa de deformación de la muestra de hueso durante el ensayo biaxial, se utiliza un sistema óptico de deformación 2D sin contacto (Limes®), (Vic Snap®), (Vic2D®). Este sistema permite obtener el historial de deformaciones en tiempo real en una región de 10x10mm en la superficie externa de la muestra. Se registró la deformación longitudinal y transversal media de la región de interés para un total de 9 estados de carga diferentes combinando valores para FL y FT de 0 N, -250 N y -500 N

Con el microscopio, se llevó a cabo una reconstrucción de la microestructura de la superficie de la muestra. Esta geometría se utilizó como base sobre la que aplicar el análisis multiescala que se explica a continuación.

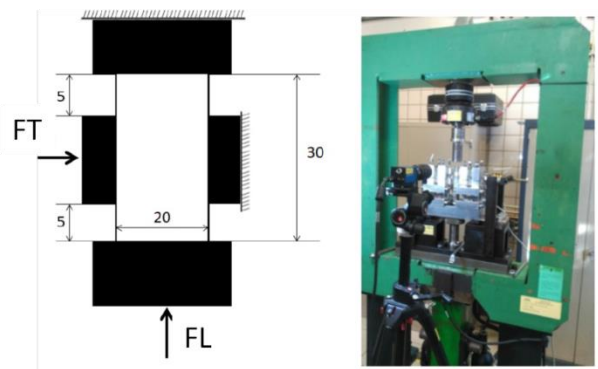


Figura 1: Esquema de las cargas aplicadas a la muestra: FL, fuerzas longitudinales, FT, fuerzas transversales (cotas en mm); foto del sistema durante los experimentos.

Análisis multiescala

El análisis multiescala del tejido óseo cortical se lleva a cabo de la siguiente manera. En primer lugar, a nivel microestructural, las propiedades aparentes u homogeneizadas del tejido óseo cortical macroscópico se obtienen resolviendo el problema de *homogeneización* asociado, que utiliza los datos de deformación media medida durante los experimentos para los 9 estados de carga analizados. Los datos de entrada para resolver este problema multiescala son el dominio microestructural del tejido óseo cortical y las propiedades mecánicas del material mineral óseo. En segundo lugar, al usar estas propiedades homogeneizadas, el problema mecánico se resuelve en el dominio macroscópico para un estado de carga dado. El problema numérico en el dominio macroscópico trata de reproducir las condiciones de contorno a las que está sometida la probeta durante el ensayo (Fig. 1). Finalmente, las variables macroscópicas de deformación y desplazamiento, asociadas a dicho estado de carga, se pasan a la microestructura donde se resuelve el problema de *localización*. Las variables macro y micro se registran a partir de los problemas de localización macroscópicos y microscópicos, respectivamente. En la Fig. 2 se puede ver un esquema del procedimiento multiescala descrito.

Resultados

El enfoque multiescala propuesto permite obtener tanto la solución macroscópica (mecánica) del problema bajo estudio, también obtenida experimentalmente, como la distribución de variables mecánicas a lo largo del dominio de la microestructura.

Por lo tanto, las variables micromecánicas se recuperan en la microestructura siguiendo el procedimiento de localización. Por otro lado, los resultados multiscala, es decir, los resultados que pertenecen a la macroestructura y microestructura obtenidos de acuerdo con la Fig. 2, se representan gráficamente en las Fig. 3. A modo de ejemplo, se representa la componente transversal del campo de deformaciones. Se distingue la microestructura en esta figura, y los resultados están representados tanto en el dominio macroscópico (homogéneo) como microscópico (heterogéneo).

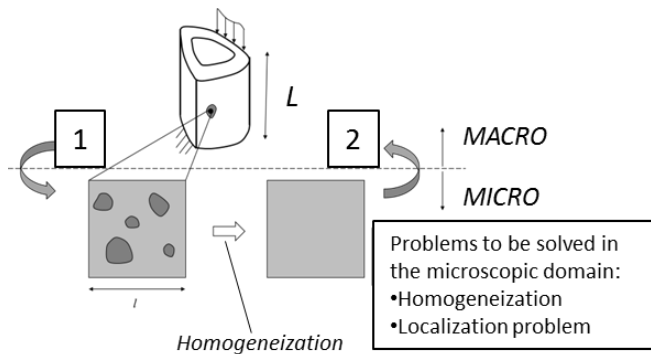


Figura 2: Esquema del procedimiento seguido para la caracterización multiscala del hueso cortical

Discusión

Los resultados de la aproximación multiscala muestran que el campo de deformaciones se magnifica hasta $\times 3$ frente a sus valores macroscópicos y homogeneizados (media) (ver Fig. 3). Este es un valor añadido e importante proporcionado gracias al enfoque multiscala. Actualmente se acepta que el estímulo mecánico que gobierna muchos procesos y enfermedades óseas, como la osteoporosis, la remodelación o la consolidación, es local y microestructural⁴⁻⁹. En este contexto, un enfoque multiscala es crítico para vincular la carga mecánica del hueso con su evolución interna y microestructural. Finalmente, el bajo nivel de porosidad del hueso cortical hace que este tejido no sea atractivo desde un punto de vista multiscala, asumiendo a priori un comportamiento mecánico similar al de la matriz mineral del tejido óseo. Sin embargo, en este trabajo, se han evidenciado altas diferencias entre los comportamientos macro y micro, destacando la importancia de considerar el tejido óseo cortical a través de un enfoque multiscala, para una caracterización adecuada de su respuesta mecánica.

Agradecimientos

Los autores agradecen la financiación recibida del Ministerio de Economía y Competitividad del Gobierno España (DPI2014-58233-P, DPI2017-82501-P).

Referencias

- [1] Sanz-Herrera JA *et al.*, Comput Meth Appl Mech Engrn 197:3092-3107, 2008.
- [2] Sanz-Herrera JA *et al.*, Acta Biomater 5:219-229, 2009.
- [3] Colloca M *et al.*, Bone 64:303-313, 2014.
- [4] Claes LE *et al.*, J Biomech 32:255-266, 1999.
- [5] Isaksson H *et al.*, J Biomech 40:2002-2011, 2007.
- [6] Reina-Romo E *et al.*, Biomech Model Mechanobiol 8:323-335, 2009.
- [7] Reina-Romo E *et al.*, J Biomech 44:917-923, 2011.
- [8] Van Rietbergen B, *et al.*, J Bone Mineral Res 18:1781-1788, 2003.
- [9]. Shefelbine SJ *et al.*, J Orthop Res 22:346-352, 2004.

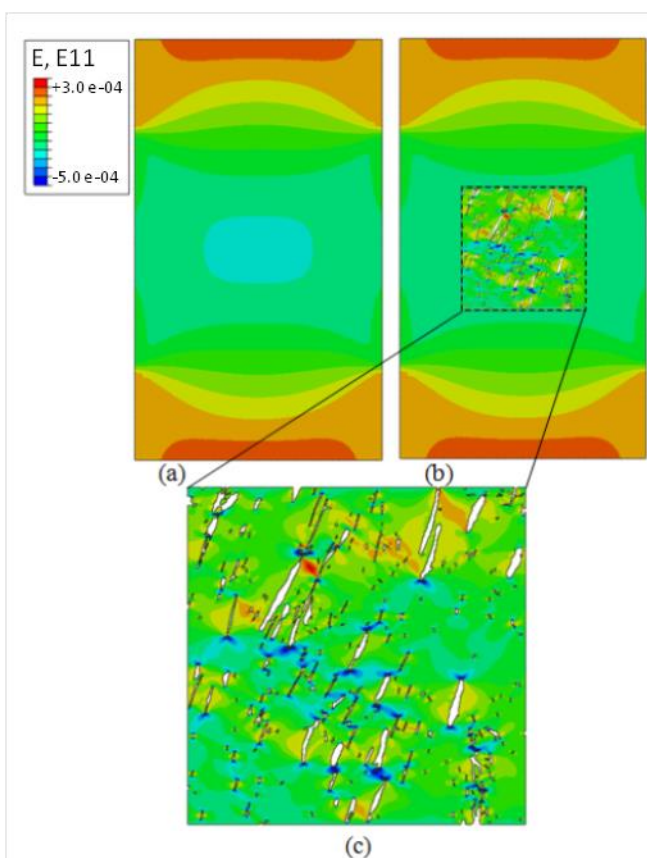


Figura 3: Campo de deformaciones, componente transversal. (a) resultados macroscópicos, (b) resultados multiscala, (c) resultados microscópicos.

Modelado de la fractura en hueso cortical considerando su microestructura heterogénea mediante el método PhantomNodes

MarcoM.¹, BeldaR.², MiguélezMH.¹, GinerE.²

¹Departamento de Ing. Mecánica. Universidad Carlos III de Madrid, Madrid, mimarcoc@ing.uc3m.es

²CIIM, Departamento de Ingeniería Mecánica y de Materiales. Universitat Politècnica de València, Valencia

Introducción

La fractura de hueso es un problema muy habitual en la sociedad actual y requiere conocer el proceso de fractura a diferentes escalas. El hueso cortical se encuentra principalmente en la diáfisis de los huesos largos, protegiendo a la zona interna de éstos. A una escala microscópica (50-500 μm) puede ser considerado como un material compuesto reforzado por fibras longitudinales en su dirección principal. A esta escala el hueso cortical está formado por 3 constituyentes principales: las osteonas (similares a las fibras largas), la matriz intersticial (matriz donde van embebidas las fibras) y la línea cementante (la interfase entre fibra y matriz).

La línea cementante es una fina interfase (1-5 μm) que rodea las osteonas. Es un material menos mineralizado, que presenta menor rigidez y resistencia que el resto de componentes [1, 2]. Esto provoca que las microfisuras habitualmente se propaguen y crezcan en esta zona, rodeando las osteonas.

El objetivo de este trabajo es la simulación de manera realista de la fractura en hueso cortical a escala microscópica. Para ello se considera al hueso cortical como un material compuesto y se analiza en su plano transversal. Para modelar la fractura mediante elementos finitos, en este trabajo se utiliza el método conocido como PhantomNodes (PN) y se realiza la propuesta de un criterio de orientación de grieta que tenga en cuenta la heterogeneidad del material.

El método PN y su validación

Método PN

El método PN fue propuesto por Hansbo y Hansbo [3], y está basado en la división de los elementos mediante la partición de la unidad, similar a XFEM [4]. El método PN simula la discontinuidad explícitamente, similar a XFEM, suponiendo fisuras rectas dentro de los elementos considerados. Una diferencia respecto a XFEM es que en este caso no son necesarios grados de libertad adicionales en los elementos afectados por la grieta. Cada elemento intersectado por la grieta se duplica, quedando uno a cada lado de la fractura. De esta manera se consigue simular la discontinuidad, y finalmente sólo se integra numéricamente el dominio correspondiente a cada lado de la grieta, como se ilustra en la Figura 1.

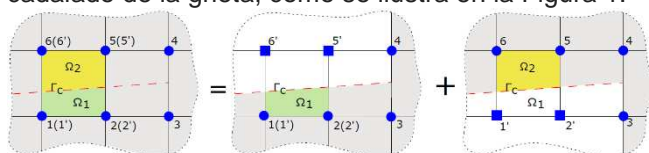


Figura 1: Esquema de una grieta modelada mediante PhantomNodes.

Validación

Para validar esta técnica se ha recurrido a problemas de la mecánica de fractura elástico-lineal con solución conocida. Se ha validado en dos modos de fractura diferentes: en modo I mediante un problema de infinitas grietas colineales en tensión y en modo mixto mediante el problema de Westergaard. El objetivo de estos análisis es estudiar la convergencia de la solución a medida que el tamaño de los elementos cercanos a la grieta disminuyen. En las Figuras 2a y 2b se muestran los esquemas de los problemas, mientras que en las Figuras 2c y 2d se muestra el error relativo en el cálculo del factor de intensidad de tensiones, donde se observa una buena convergencia de la solución cuando se emplean mallas lo suficientemente finas.

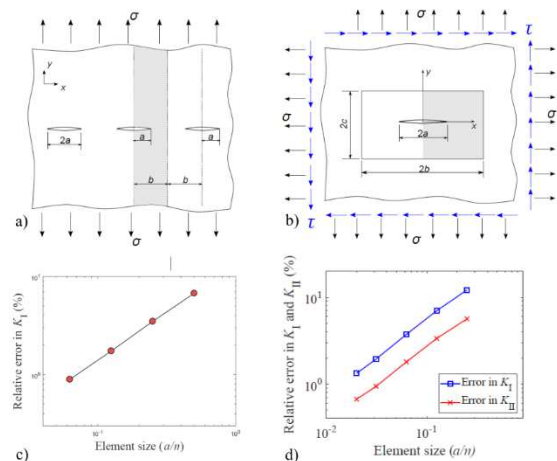


Figura 2: Esquemas de los problemas utilizados en la validación: a) Infinitas grietas colineales, b) Problema de Westergaard. Errores relativos en el cálculo del factor de intensidad de tensiones: c) Infinitas grietas colineales, d) Problema de Westergaard.

Modelado de la fractura

Criterio de orientación de grieta

A la hora de simular problemas de propagación de grieta es necesario un criterio de orientación adecuado que tenga en cuenta la heterogeneidad del hueso cortical. Para ello se ha propuesto un criterio que tiene

en cuenta los límites resistentes de cada uno de los componentes del material heterogéneo a estudiar, basándonos en la idea propuesta por Hull *et al.*[5]. Según este criterio, la fisura se propagará en aquella dirección en la que el ratio entre la tensión circunferencial y el límite resistente del material correspondiente sea mayor. En la Figura 3 se muestra un esquema del criterio aplicado a una grieta.

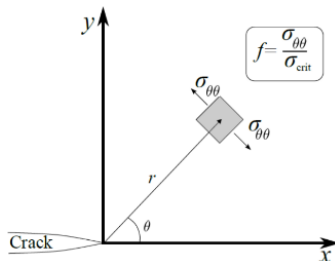


Figura 3: Esquema del criterio de orientación de grieta propuesto en este trabajo para la fractura de hueso cortical.

Resultados

Una vez que se ha implementado y validado el método PN y se ha propuesto un criterio de orientación de grieta para materiales heterogéneos, estos procedimientos se han aplicado a problemas de propagación de grieta. En estos problemas se han empleado propiedades mecánicas de cada uno de los constituyentes obtenidas de la literatura, resumidas en la Tabla 1.

Tabla 1: Propiedades mecánicas de los componentes del hueso cortical

Componente	E [MPa]	σ_{crit} [MPa]
Osteona	13290	100
Matrizintersticial	14610	55
Líneacementante	88	6

El método de los PN en combinación con el criterio de orientación de grieta propuesto se ha empleado primero en problemas sencillos, con geometrías de osteonassimplificadas. Los resultados se han considerado válidos, demostrando que las propiedades mecánicas de la línea cementante hacen que la grieta se propague a través de ella, rodeando las osteonas.

Finalmente se ha reproducido un ensayo experimental llevado a cabo por Budynet *et al.* en [6]. En este trabajo, Budynet *et al.* realizaron ensayos por flexión a tres puntos en probetas de hueso cortical para analizar la fractura. En la Figura 4 se observa un esquema de uno de los ensayos y la fractura obtenida experimentalmente.

En nuestro caso hemos reproducido la geometría de uno de los ensayos y se ha simulado la fractura mediante el método PN en combinación con el criterio de orientación propuesto.

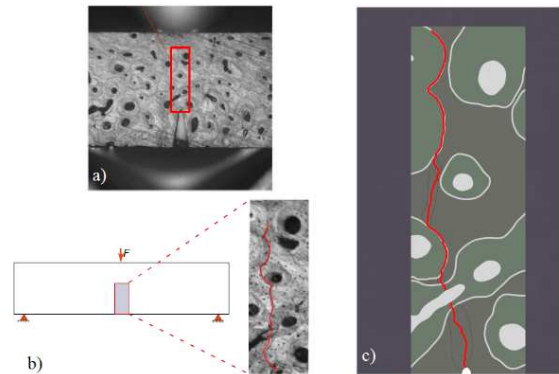


Figura 4: Ensayos experimentales realizados en [6] y fisura simulada mediante el método PN con el criterio de orientación propuesto en este trabajo.

En la Figura 4 se observa la fractura obtenida mediante el modelo numérico y cómo se asemeja a la obtenida experimentalmente. La fractura rodea las osteonas a través de la línea cementante, saltando de osteona en osteona. Existen pequeñas discrepancias, pero estas pueden deberse a la microporosidad presente en el hueso cortical, factor que no se ha tenido en cuenta en este modelo.

Conclusiones

En este trabajo se ha reproducido de manera realista las fracturas en hueso cortical a escala microscópica. Para ello se ha implementado el método PN y se ha validado mediante problemas de la mecánica de la fractura elástico-lineal. El método ha demostrado una buena precisión con mallas lo suficientemente finas en la zona de la fractura. También se ha propuesto un criterio de orientación de grieta para materiales heterogéneos y se ha probado su eficacia en problemas con geometrías sencillas. Finalmente el método ha sido capaz de reproducir la fractura obtenida en ensayos experimentales por otros autores.

Agradecimientos

Los autores agradecen el apoyo económico recibido por parte del Ministerio de Economía y Competitividad y el programa FEDER en el marco de los proyectos DPI2013-46641-R, DPI2017-89197-C2, DPI2017-88166-R y RTC-2015-3887-8 y también de la Generalitat Valenciana a través del programa PROMETEO 2016/007.

Referencias

- [1] Vercher A. *et al.*, Biomech. Model Mechanobiol. 13(2):437-449, 2014.
- [2] Giner E. *et al.*, Eng. Fract. Mech. 184: 168-182, 2017.
- [3] Hansbo A. *et al.*, Comput. Methods Appl. Mech. Eng. 19(33): 3523-3540, 2004.
- [4] Song JH. *et al.*, Int. J. Numer. Methods Eng. 67: 868-893, 2006.
- [5] Hull D. *et al.*, Cambridge University Press. 1996.
- [6] Budyn E. *et al.*, Int. J. Numer. Methods Eng. 82(8): 940-965, 2010.

Linear elastic micro-finite element model of trabecular bone using Euler's critical stress to model buckling bone's failure

Cuenca I.¹, Pani M.², Gonzalez Ballester MA^{1,3}, Noailly J.¹, Tassani S.¹

¹ Barcelona Centre for New Medical Technologies (BCN MedTech), Pompeu Fabra University, Barcelona, Spain simone.tassani@upf.edu

² School of Engineering, University of Portsmouth, Portsmouth, United Kingdom

³ Institució Catalana de Recerca i Estudis Avançats (ICREA), Barcelona, Spain

Introduction

The trabecular bone structure is complex, and its mechanical failure is, therefore, difficult to predict. Nowadays, micro-CT technology and increasing computational power allow the use of micro-finite element models (micro-FEM) which represent realistic trabeculae structures, and the response of these structures to specific loads can be studied quantitatively¹.

Linear micro-FEM are often used to identify fracture's initiation, since linear solutions are generally easier and less computationally costly to obtain, compared to nonlinear ones. However, the linearity assumption may lead to unrealistic approximations of the system response². Accordingly, it has been seen that the trabecular bone behaviour in compression is essentially nonlinear³, and geometrical nonlinearities, such as buckling, have an important role in trabecular bone deformation and failure⁴. Buckling occurs in slender structures as a result of uniaxial-compressive forces. In trabecular bone, structure where plates and rods are stacked one on top of the other, longitudinal deformation by axial compression may lead to the buckling of trabeculae⁵; buckling has been identified as responsible for the collapse initialisation in rod-like trabecular bone⁹. Nonetheless, the literature aimed to model buckling in trabecular bone appears limited, likely due to the geometrical complexity of the structure combined with the related difficulties in gathering reliable experimental data useful for validation.

The objective of this work is to investigate buckling's role in failure of trabecular bone.

Materials and Methods

In this study, two trabecular bone cylinders have been analysed. These cylinders were obtained from the European project Living Human Digital Library (LHDL; IST-2004-026932) and MOSAIC project (PIEF-GA-2009-253924) and underwent uniaxial compressive testing until failure⁶, under displacement control (until 10%), at a strain rate of 0.01 s⁻¹. Micro-CT images were obtained before and after the mechanical test and an automatic registration method allowed to identify fractured and non-fractured regions in each sample⁷. Accordingly, fractured trabeculae were identified in the micro-CT images obtained before the mechanical test. For the buckling and fracture analysis, the two trabecular bone cylinders were divided in cubes of 1.8x1.8x1.8 mm³. The edge length allowed having a minimum number of trabeculae per cube, since the

mean trabeculae separation is about 0.4 mm⁶. Analysed cubes were selected according to several criteria. First, a cube was considered as broken if its percentage of fracture was superior to 50% (at least 50% of trabecular tissue of the cube broke after the mechanical test). On the other hand, unbroken cubes had a percentage of fractured tissue inferior to 5%. Second, a structure model index value close to 3 was considered to assume a rod-like geometry of the structure (trabeculae more similar to columns) and calculate the Euler Critical Stress (ECS) of the rods. Finally, cubes had to contain vertical trabeculae, which were defined as those whose longitudinal axis made an angle of less than 20° with the vertical direction. In the end, 8 different cubes were selected; 4 broken and 4 unbroken (Figure 1).

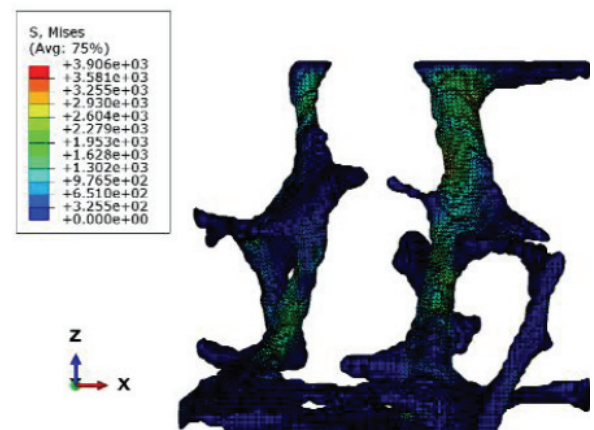


Figure 1: A micro-FEM of a trabecular bone cube.

Once cubes had been selected, their corresponding micro-CT images (before compression) were segmented using a fixed threshold, in order to isolate the bone tissue. From these binary images, tetrahedral meshes were obtained. Micro-FE models of the 8 trabecular bone cubes were constructed by using Abaqus software. Trabecular bone was considered as a linear elastic homogeneous material, with an elastic modulus of 13 GPa⁸ and a Poisson's ratio of 0.3⁸. Boundary conditions were applied to reproduce the mechanical test carried out in the original trabecular bone specimens: the bottom nodes were fully constrained, and a vertical displacement was linearly applied on the top nodes in 10 seconds, to reach 10% of axial compression.

For the calculation of the ECS (Equation 1), several cross-sectional areas in each vertical trabecula of each cube were considered. Surfaces selected were those with smaller area, since buckling is likely to start in the plane of one of these surfaces.

$$\sigma_{cr} = \frac{\pi^2 E}{\left(\frac{L_e}{r_G}\right)^2} \quad (1)$$

ECS calculations depended on the elastic modulus of the tissue (E), the effective length of the trabecula considered (L_e) and the radius of gyration of the cross-sectional area (r_G). The effective length of each trabecula has been approximated by the Trabecular Separation measure within the cubes due to the difficulty to determine where a trabecula starts and finishes.

Results and Discussion

A trabecula was considered to fail by buckling at the minimum increment (represented through the simulation time) at which one of the selected surfaces reached its ECS value. Therefore, a cube was considered to fail because of this nonlinear phenomenon at the minimum increment/time at which at least one of its vertical trabeculae reached a critical stress value.

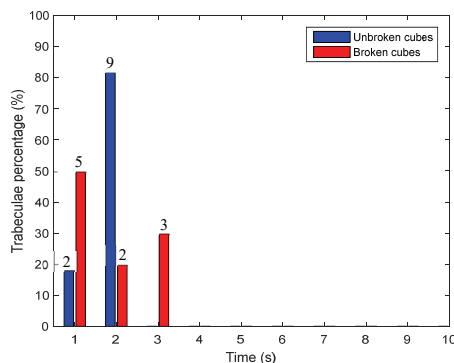


Figure 2: Percentage of trabeculae that have reached their ECS in each simulation increment in unbroken (blue) and broken (red) cubes. Numbers at the top of the bars represent the number of trabeculae.

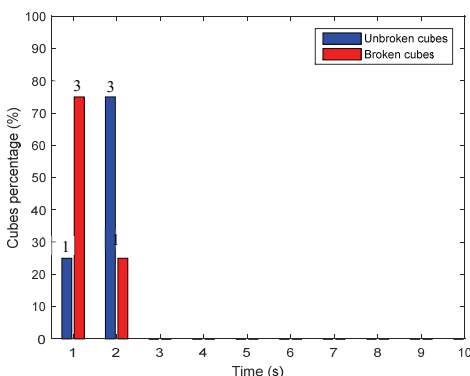


Figure 3: Percentage of cubes affected by buckling in each simulation second in unbroken (blue) and broken (red) cubes. Numbers at the top of the bars represent the number of cubes.

Simulation results showed that different ECS values are reached for a given simulation increment/time, while similar ECS values are reached at different times. This outcome naturally indicates that the ECS per-se cannot be used as a predictor of the initiation of trabecular bone buckling or failure. Instead, the simulation increment at which these values are reached may be a better indicator.

Figure 2 shows that 50% of the broken cubes' trabeculae already failed during the first simulation time step, while almost 82% of the unbroken cubes' trabeculae virtually failed later, during the second time step. Arguably, 50% of trabeculae in broken cubes failed between the second and the third time steps. Nevertheless, should the whole cube be classified as broken if only one of its trabeculae buckles, the simulations pointed out correctly three out of four broken or unbroken cube, in each group (Figure 3).

While other failure mechanisms, e.g. bending, may be involved, the present results suggest that the trabeculae of broken regions might fail by buckling before those in unbroken regions. Such a conclusion depends on the assumption that the buckling of one trabecula is sufficient to generate the mechanical collapse of the whole cube structure, which requires validation and the analysis of a larger number of samples. Nevertheless, considering the reduced size of the selected cubes and the relative important contribution that a single trabecula has in the cube structure (e.g. see Figure 1), the aforementioned hypotheses sounds reasonable.

Conclusions

In this work, linear elastic micro-finite element models of trabecular bone have been constructed and for each rod-like trabecula an ECS has been estimated to explore the likelihood of trabecular bone failure through buckling. The results show that nonlinear geometry is needed when modelling trabecular bone failure, since fractured trabecular bone regions may fail by buckling before non-fractured regions. While the Euler's critical stress values don't seem to be potential predictors of bone's failure initiation, the percentage of displacement at which ECS values are reached stands for a promising indicator. This study has some limitations that need to be overcome to confirm the most important conclusions derived from the simulations. Nevertheless, to the authors' knowledge, this is the first time that ECS calculations and mechanical/morphological analyses of the trabecular bone structure are coupled for a systematic exploration of the importance of buckling in trabecular bone failure at the millimetre scale.

Acknowledgements

Funds from the MICINN (RYC-2015-18888) and DTIC-UPF are acknowledged.

Bibliography

- [1] De, S. *et al.* Springer Netherlands, 2010
- [2] Reddy J. N. Oxford: University Press, 2004
- [3] Lotz, J. C. *et al.* J. Biomech. 113:361–365, 1991
- [4] Radix, E. L. J. Biomech. 8:199–201, 1974
- [5] Gibson, L. J. J. Biomech. 18:317–328, 1985
- [6] Öhman, C. *et al.* J. Biomech. 40:2426–2433, 2007
- [7] Tassani, S. *et al.* J. Biomech. 45:2035–40, 2012
- [8] Daoui, H. *et al.* J. Mech. Behav. Biomed. Mater. 74:106–110, 2017
- [9] Müller R. *et al.* Technol. Health Care 6:433–444, 1998

Índice de movilidad de una mano protésica basado en el índice de Kapandji modificado

César Corella Mora¹, Antonio Pérez González¹, Immaculada Llop Harillo¹

¹Universitat Jaume I, Castellón, España, aperez@uji.es

Introducción

Actualmente está en auge el diseño de prótesis de mano para su fabricación mediante impresión 3D ya que permite conseguir reducciones de coste que facilitan la accesibilidad tanto a niños como a usuarios con pocos recursos¹. Para poder evaluar y comparar estas manos protésicas es relevante tener en cuenta su grado de movilidad y compararlo con el de la mano humana. En otros trabajos de los autores² se han propuesto índices analíticos para evaluar y comparar (tanto con la mano humana como entre diferentes manos artificiales) la movilidad, el espacio de oposición y el espacio de trabajo de manos artificiales. El test de Kapandji³ se ha utilizado en algún estudio previo⁴ para optimizar el diseño de una mano protésica. Además, en evaluación clínica de la mano humana se utiliza habitualmente el índice de Kapandji modificado (MKI)⁵ que se basa en 3 test que evalúan:

1. La oposición del pulgar (Figura 1).
2. La flexión de los dedos (Figura 2).
3. La extensión de los dedos.

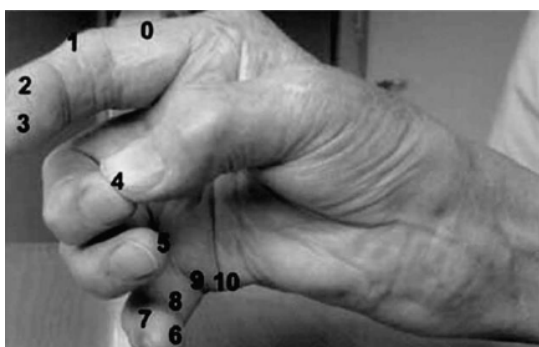


Figura 1: Posiciones que deberían ser alcanzables por la punta del pulgar en el test 1 del MKI⁵.



Figura 2: Posiciones que deberían ser alcanzables por la punta de cada dedo en el test 2 del MKI⁵.

En este trabajo se propone un índice (AI-MKI) para evaluar la movilidad de una prótesis de mano basado en los test 1 y 2 del MKI⁵. El test 3 del MKI no se utiliza en este trabajo debido a que no es significativo en esta aplicación.

Además, este índice propuesto se obtuvo experimentalmente en cinco prótesis de mano antropomorfas de bajo coste fabricadas mediante impresión 3D para comparar su grado de movilidad.

Material y métodos

En este trabajo se compararon cinco prototipos de prótesis de mano de bajo coste (Figura 3)⁶: IMMA, ADA, Flexy-Hand, K1 y BruJa.

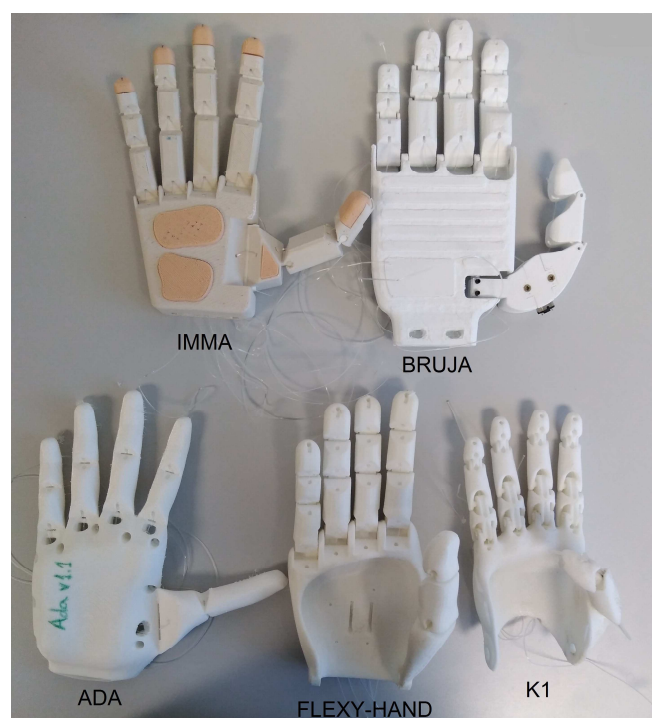


Figura 3: Prototipos de prótesis de mano de impresión 3D.

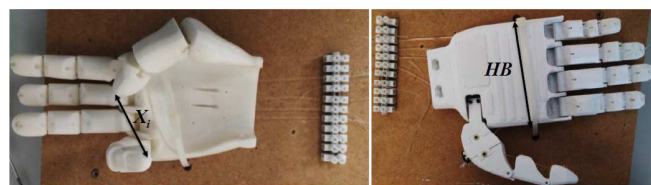


Figura 4: Montaje experimental y parámetros relevantes

Para la reproducción de los test 1 y 2 del MKI⁵ con las manos de la Figura 3, se utilizó el montaje experimental mostrado en la Figura 4 en el que la palma de la mano se fija a una base y la posición de los dedos se puede controlar fijando mediante un tornillo prisionero la posición de los cables de accionamiento de los mismos. Como parámetros relevantes para definir el índice de movilidad AI-MKI se definen (Figura 4) la distancia x , mínima alcanzable entre los puntos que deberían estar en contacto según los test 1 y 2 del MKI⁵ y el parámetro HB que representa el ancho de la mano. La distancia mínima x ,

está representada en la Figura 4 haciendoreferencia a la posición 6 del test 1 del MKI⁵ (Figura 1).

Para cada una de las posiciones del test 1 del MKI⁵ (Figura 1), es decir 10 posiciones, y para cada una de las posiciones del test 2 del MKI⁵ (Figura 2), es decir, cinco posiciones por cada dedo sumando un total de 20 posiciones, se definió una puntuación p_i (Ecuación 1) de valor entre 0 y 1, basada en la mínima distancia x_i entre los puntos que debían de contactar y el ancho HB de la prótesis en estudio (Figura 4).

$$p_i = \max \left(0, 1 - \frac{x_i}{HB} \right) \quad (1)$$

Finalmente, se definió un índice de movilidad AI-MKI (Ecuación 2), con valor entre 0 y 1, obtenido a partir del promedio de las puntuaciones p_i (Ecuación 1) de todas las posiciones del test 1 (10 posiciones) y del test 2 (20 posiciones) del MKI⁵.

$$AI-MKI = \frac{1}{2} \left[\left(\frac{1}{10} \sum_{i=1}^{i=10} p_{i_test1} \right) + \left(\frac{1}{20} \sum_{i=1}^{i=20} p_{i_test2} \right) \right] \quad (2)$$

Resultados y discusión

Las puntuaciones totales obtenidas para las diferentes manos antropomorfas artificiales (IMMA, ADA, Flexy-Hand, K1 y BruJa) en los diferentes test se pueden observar en la Figura 5. En la Tabla 1 se muestra el índice AI-MKI obtenido por cada mano.

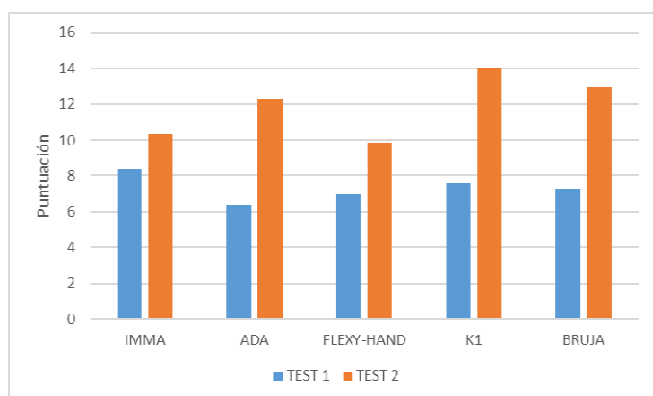


Figura 5: Puntuaciones totales obtenidas por cada mano en el test 1 (valor máximo 10) y en el test 2 (valor máximo 20) del MKI.

Tabla 1: Resultados del AI-MKI para las diferentes manos analizadas.

IMMA	ADA	FLEXY-HAND	K1	BRUJA
68%	63%	60%	73%	69%

Las puntuaciones totales en el test 1 oscilaron entre 6,36 (ADA) y 8,38 (IMMA), siendo su valor máximo posible 10, y las puntuaciones totales en el test 2 oscilaron entre 9,87 (Flexy-Hand) y 14,06 (K1), siendo su valor máximo posible 20. En promedio las prótesis

analizadas obtuvieron mejores puntuaciones respecto al máximo posible para el test 1 (media: 73%, rango: 64%-84%) que para el test 2 (media: 60%, rango: 49%-70%).

La mano protésica que obtuvo un menor valor del índice propuesto AI-MKI fue la Flexy-Hand, mientras que el mejor resultado lo obtuvo la K1 con un 73%. Esto se atribuyó a que la K1 tiene una mejor posición y orientación de la articulación metacarpofalángica del pulgar, que le permite un mejor contacto con los dedos corazón y anular. Los altos valores del AI-MKI obtenidos por las manos diseñadas en el grupo de investigación, IMMA (68%) y BruJa (69%) se atribuyeron al grado de libertad adicional del pulgar (flexión/extensión y abducción/aducción) por la inclusión de la articulación carpometacarpiana.

Conclusión

En este trabajo se ha definido un índice experimental para la evaluación de la movilidad de manos protésicas antropomorfas, el AI-MKI, basado en el MKI⁵ ampliamente utilizado en la evaluación clínica de la mano humana. Este índice puede ser de utilidad en el diseño de manos artificiales, siendo fácil de integrar en las herramientas de diseño CAD, con el fin de poder evaluar la movilidad de la mano durante las etapas iniciales de diseño, antes de obtener un prototipo.

De entre las manos de bajo coste comparadas, la mano K1 obtuvo el mejor resultado para dicho índice, obteniéndose en general mejores resultados para el test 1 correspondiente a la oposición del pulgar que para el test 2 sobre la flexión de los dedos. Durante los experimentos se ha constatado que la posición y orientación de los ejes del pulgar tiene un efecto importante en los resultados del índice definido.

Como futuro trabajo se espera, por una parte, obtener la posición y orientación óptima de los ejes del pulgar para las manos diseñadas en el grupo de investigación (IMMA y BruJa), y por otra parte, comparar este índice experimental con otros índices analíticos propuestos por los autores² que analizan la movilidad, el espacio de oposición y el espacio de trabajo de manos artificiales.

Agradecimientos

Se agradece la financiación del Ministerio de Economía y Competitividad, FSE y FEDER a través de las ayudas a los proyectos DPI2014-60635-R, DPI2017-89910-R. Asimismo, se agradece la financiación de la Universitat Jaume I para el proyecto UJI-B2017-70.

Referencias

- [1] Ten Kate J. *et al.*, Disabil. Rehabil. Assist. Technol. 12(3):300-314, 2017
- [2] Llop Harillo I. *et al.*, VIII Reunión Capítulo Español ESB, 2018
- [3] Kapandji I. A., Churchill Livingstone, 1974
- [4] Kontoudis G. P. *et al.*, IROS 5857-5862, 2015
- [5] Lefevre-Colau MM. *et al.*, Arch. Phys. Med. Rehabil. 84(7): 1032-1038, 2003
- [6] Biomechanics and Ergonomics, DevalHand-Hands Info, 2016 (<https://sites.google.com/site/devalhandhandsinfo/>)

Simulación de la co-actuación ortesis-FES en entornos CAE para el diseño integrado de exoesqueletos de rehabilitación

G. Rodríguez¹, F. Romero¹, J. Barrios-Muriel¹, F.J. Alonso¹

¹Escuela de Ingenierías Industriales. Universidad de Extremadura. Avda. de Elvas s/n, 06006 Badajoz, Spain, garoji@unex.es; fromsan@unex.es

Introducción

La marcha humana es un movimiento complejo gobernado por la actividad de numerosos grupos musculares que controlan su estabilidad a la vez que minimizan el coste metabólico del transporte. En el caso de que exista alguna patología asociada a la marcha es necesario asistir el movimiento con algún dispositivo externo [1] de manera que se recupere parte de esa estabilidad a la vez que se reduce el gasto energético del sujeto. La recuperación de la locomoción es esencial para estos pacientes ya que les permite desarrollar una vida diaria normal y, principalmente, ganar en autonomía [2]. Existen muchos tipos de exoesqueletos de rehabilitación para asistir el movimiento durante la marcha [3]. Otra opción para favorecer el proceso de rehabilitación es el uso de la estimulación eléctrica funcional (FES por sus siglas en inglés) [2,4]. Para compensar las desventajas tanto de los sistemas exoesqueléticos como de los sistemas basados FES, se utilizan las órtesis híbridas, que combinan ambos dispositivos [5] para aportar movimiento y contracción muscular simultáneamente, mejorando el proceso de rehabilitación.

El uso de entornos CAD-CAE para el diseño de cualquier dispositivo se ha convertido en una poderosa herramienta donde es posible no sólo realizar el diseño mecánico, sino también verificar sus propiedades resistentes y su funcionalidad. En el campo de la ingeniería de rehabilitación cobra especial interés, ya que gran parte de los exoesqueletos, ortesis y dispositivos de rehabilitación se diseñan en estos entornos. En este trabajo se propone una nueva estrategia de simulación en entornos CAD-CAE (SolidWorks) de la actuación conjunta de un exoesqueleto de rehabilitación para miembro inferior y un sistema de FES, de manera que el proceso de diseño de la estrategia de actuación se realice dentro del mismo entorno de diseño del dispositivo de rehabilitación.

Método

El objetivo consiste en determinar la interacción del par dado por la FES y por el motor, y estudiar cual debe ser el actuador dominante. El desarrollo metodológico de este trabajo permite estudiar la conveniencia de aplicar un perfil de FES constante en los músculos flexores y extensores de rodilla, que sirva de terapia de rehabilitación de fondo, y calcular, por tanto, el par aplicado por el actuador electromecánico en la articulación de interés para conseguir una cinemática de marcha normal (Figura 1).

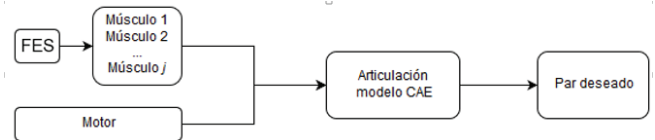


Figura 1: Esquema de actuaciones en el exoesqueleto de rehabilitación para la obtención del par deseado

Para este trabajo se utilizó un modelo biomecánico 3D de la pierna compuesto por 3 sólidos rígidos unidos por pares de esféricos, cuya dinámica es descrita por las ecuaciones:

$$\begin{cases} \mathbf{M}\ddot{\mathbf{q}} + \Phi_q^t \lambda = \mathbf{Q} \\ \Phi(\mathbf{q}, t) = 0 \end{cases} \quad (1)$$

donde \mathbf{M} es la matriz de masas del sistema, $\ddot{\mathbf{q}}$ es el vector de aceleraciones generalizadas, $\Phi_q^t \lambda$ son las fuerzas generalizadas asociadas a los multiplicadores de Lagrange (λ) y \mathbf{Q} es el vector de fuerzas generalizadas. Por último, Φ es la matriz de restricciones del sistema y Φ_q la matriz Jacobiana de las ecuaciones de restricción. Utilizando un enfoque basado en dinámica inversa e introduciendo datos antropométricos y cinemáticos en la ecuación anterior, es posible estimar los pares motores y las fuerzas articulares resultantes. Si el movimiento se ha realizado bajo estimulación eléctrica, el par obtenido sería el producido por dicho estímulo externo. El análisis dinámico inverso se realiza en el software Opensim [5], una herramienta con amplia difusión en el campo de la biomecánica (Figura 2a).

Una vez obtenido el par de FES, el siguiente paso es simular la actuación conjunta en un entorno CAD/CAE. Para determinar la interacción entre actuaciones se introducen dos motores en la articulación de la rodilla (Figura 2b), uno que simula la actuación de la electroestimulación dominado por la curva de par obtenida anteriormente y otro que simula la actuación del motor, y que está gobernado por la cinemática que se desea obtener, y que no tiene por qué ser la misma que la del movimiento producido por FES. El objetivo es determinar el par en este segundo motor que satisfaga el criterio de cinemática cuando actúe al mismo tiempo que el motor de FES. Ese par proporcionará los valores de la actuación conjunta y permitirá decidir si el motor debe guiar el movimiento con la electroestimulación de fondo, si por el contrario es mejor aplicar electroestimulación y compensar con la actuación del motor o si hay discrepancias entre ambos valores que dificulten el proceso, como por ejemplo pares opuestos que pudieran satisfacer las

condiciones de par y de cinemática pero que incrementarían el consumo energético del exoesqueleto de rehabilitación al estar trabajando el uno contra el otro.

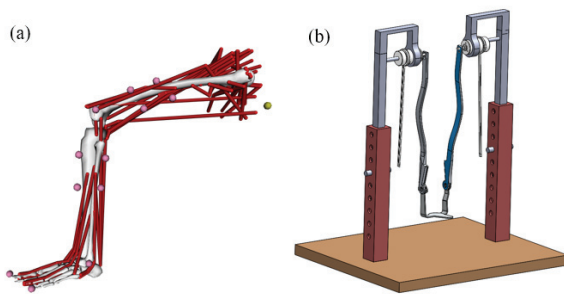


Figura 2: a) Reconstrucción y simulación en opensim del movimiento ejecutado. En rosa se representan los marcados pasivos correspondientes al protocolo seguido por el sistema de captura del movimiento. b) Ensamblaje en entorno CAE del banco de pruebas que incluye las dos fuentes de actuación, motor y FES.

Preparación experimental

Para la estimación del par de FES se realizó una captura de movimiento sobre un sujeto sano (varón, 30 años, 185 cm de altura y 800 N de peso) que participó voluntariamente en el estudio, realizado bajo la aprobación del comité ético de la Universidad de Extremadura. Para el registro del movimiento se utilizaron 12 marcadores reflectantes pasivos colocados en posiciones anatómicas de interés que permiten reconstruir la cinemática y la dinámica del movimiento registrado. Para la captura de movimiento se utilizaron 12 cámaras infrarrojas Optitrack V2 grabando a 100Hz. El movimiento se indujo mediante FES proporcionada por el hardware de estimulación Rehaslim de Hasomed, colocando dos electrodos sobre el recto femoral [6] y aplicando trenes de pulsos. El procesamiento de las señales cinemáticas fue realizado en el software Motive (Optitrack). El análisis dinámico inverso del movimiento capturado fue realizado en Opensim [7] una vez importados los datos del análisis previo. Por último, los resultados de par articular junto con los datos de cinemática deseada fueron utilizados en Solidworks para la determinación del par a utilizar en el motor del exoesqueleto de rehabilitación.

Resultados

En la Fig. 3 se observa el par articular en la rodilla proporcionado por el motor sin la actuación de FES (línea negra). el motor aporta par en menor medida, cuanto mayor sea la aportación a la flexión/extensión del FES. El motor toma ventaja de la aportación de la fuerza generada por el músculo mediante FES para reducir su par generado, lo que se traduce en un consumo de energía menor [8]. Cuando únicamente es el motor rotatorio el que aporta par al movimiento de flexo-extensión de la rodilla, el aporte de par del actuador es superior a la situación en la que se estimula la pierna mediante FES y se guía el movimiento con el actuador electromecánico [9].

Con esta metodología es posible determinar el par que necesita aportar el motor en la articulación para un perfil de FES dado y una variación articular que dependerá del estado del sujeto

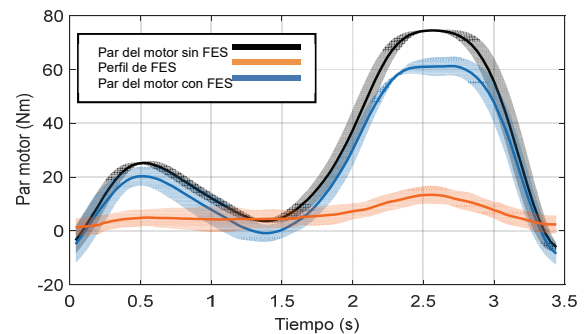


Figura 3. Pares generados para un ciclo de la marcha en un pierna por el motor sin la contribución del FES (negro) y por el motor cuando existe aportación del FES (azul). En naranja se representa un ciclo de FES.

Conclusiones

Las ortesis híbridas se han convertido en una poderosa herramienta de rehabilitación. Para garantizar una funcionalidad correcta y minimizar la fatiga (maximizar los períodos de entrenamiento) es necesaria una estrategia de control adecuada basada en el modelo específico de fatiga muscular de cada sujeto. El estudio presentado en este trabajo permite analizar la coactuación de ortesis híbridas en entornos CAD/CAE no invasivos. Un banco de pruebas híbrido y su simulación en entornos CAE debe proporcionar no solo la información para adaptarse a los parámetros musculares del sujeto, sino también obtener un programa de rehabilitación adecuado adaptado a la aparición de fatiga. Se han analizado diferentes situaciones de flexoextensión de la rodilla así el análisis de la marcha de un sujeto sano. Con los resultados obtenidos se puede llegar a la conclusión de que utilizando entornos CAD/CAE es posible el análisis de la coactuación motor mecánico-FES y su análisis para el control de los momentos producidos sobre una articulación.

AGRADECIMIENTOS

Este trabajo ha sido financiado por el Ministerio de Economía y Competitividad bajo el proyecto DPI2015-65959-C3-3-R y el Gobierno de Extremadura bajo el proyecto TPR010

Referencias

- [1] Nicholas A. et al., IEEE Trans Neural Syst Rehabil Eng 26, 1:224-232, 2018
- [2] Goldfarb M. et al., IEEE Trans Neural Syst Rehabil Eng, 11, 3, 2003
- [3] Herr et al., IEEE Trans Rob, 24: 144-158, 2008
- [4] Kevin H. et al., IEEE Trans Neural Syst Rehabil Eng. 24, 4, 2016
- [5] Mark J. et al., 5th International Conference, Living Machines 2016
- [6] Romero F. et al., Mech Mch Thry, 93: 1-10, 2015
- [7] Delp S. et al., IEEE Trans Biom Eng, 2007
- [8] Antonio J. et al., JRRD, 49, 4, 2012
- [9] Ha, K. et al., Annual international conference of the IEEE, 344-347, 2012

Estudio computacional y experimental de estructuras porosas de titanio orientadas a la reconstrucción de grandes defectos óseos

Yáñez A.¹, Cuadrado A.¹, Martel O.¹, Afonso H.², Monopoli D.²

¹Universidad de Las Palmas de Gran Canaria, España, alejandro.yanez@ulpgc.es

²Departamento de Ingeniería Biomédica, Instituto Tecnológico de Canarias, España

Introducción

La reconstrucción de grandes defectos óseos, debidos a tumores u otras patologías, supone un reto de la medicina traumatológica e ingeniería biomédica. En los últimos años han surgido tecnologías por fabricación aditiva que permiten la obtención de implantes a medida. Son muchas las investigaciones orientadas a la búsqueda de andamios o estructuras porosas (scaffolds) que cumplan con las funciones biomecánicas del hueso. Una de estas tecnologías es la denominada fusión por haz de electrones, en inglés ElectronBeamMelting (EBM). En la tecnología EBM se utiliza la aleación Ti-6Al-4V. A través de diversas tipologías y de diferentes parámetros geométricos, se puede modificar variables determinantes para el éxito del implante poroso (densidad, porosidad, tamaño de poro, rigidez, etc). Una menor rigidez de la prótesis porosa o implante, en relación al implante macizo, mitiga el efecto del apantallamiento de tensiones que puede aparecer en el lugar de la inserción del implante, asegurando con ello la estabilidad primaria o mecánica. Cuanto más se aproxime la rigidez del implante a la del hueso al cual se sustituye, mayor será la estabilidad y la probabilidad de éxito a largo plazo. Por otro lado, la porosidad permite una paulatina regeneración interna del tejido óseo, gracias a la vascularización, integrando el implante con el hueso, lo que permite asegurar la estabilidad secundaria o biológica.

Materiales y métodos

Un total de sesenta estructuras porosas en celosía fueron fabricadas por EBM y sometidas a ensayos de compresión. Se utilizó polvo de titanio (Ti-6Al-4V) como materia prima. Todas las muestras fueron ensayadas hasta el fallo. Las estructuras estudiadas fueron: giroide normal, giroide deformada, cubo normal, cubo a 45°. La forma de los poros de las estructuras de giroide normal era esférica mientras que en el caso de las giroides deformadas era elipsoidal con el radio más grande en la dirección de la carga. El cubo a 45° tenía una forma similar al cubo normal, pero las barras verticales se fabricaron a 45°. Las porosidades de las estructuras se acercaron al 85% y los espesores de las barras se acercaron a 0,65 mm. También se llevaron a cabo análisis de elementos finitos para estudiar diferentes tipos y orientaciones de cargas.

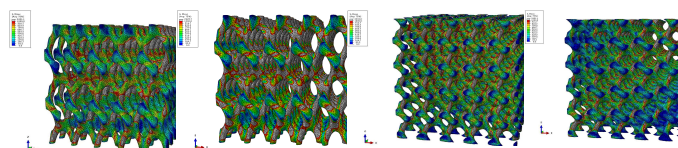
Resultados y discusión

En la Tabla 1 se muestran los resultados (media y desviación estándar) de: porosidad, módulo de Young (E), límite elástico y resistencia específica. La

resistencia específica se calculó como la relación entre la resistencia a la compresión y la densidad aparente.

Tabla 1: Porosidad y propiedades mecánicas para diferentes estructuras porosas (media y desviación estándar).

Structure	Porosity (%)	Young's modulus MPa	Yield Stress MPa	Specific Strength MPa/(g/cm ³)
Normal	83.99 (0.13)	487.52 (19.61)	14.79 (0.39)	20.66 (0.50)
Gyroid	87.40 (0.23)	844.91 (13.02)	15.77 (0.34)	28.01 (0.47)
Deformed	88.75 (0.04)	1613.86 (111.53)	16.39 (1.08)	32.60 (2.22)
Cube	84.74 (0.21)	328.13 (13.66)	8.58 (0.81)	9.42 (6.37)



G. Deformd. Carga 90° G. Deformd. Carga 45° G. Normal Carga 90° G. normal Carga 45°

Figura 1: Tensiones de von Mises de las estructuras giroides

Los módulos elásticos estuvieron en el rango de módulo de Young para el hueso esponjoso humano (100 - 1500 MPa). La mejor resistencia específica fue presentada por la estructura cúbica seguida de la giroide deformada. Sin embargo, se redujo la resistencia específica en la cúbica a 45°. La giroide normal fue la estructura que mostró un comportamiento más uniforme para todo tipo de cargas.

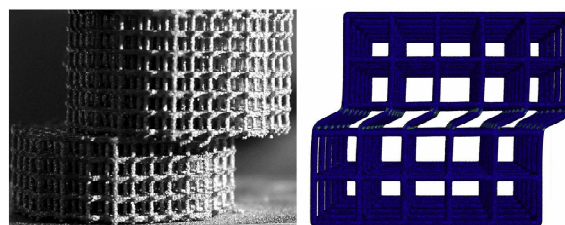


Figura 2: Comparativa de ensayo experimental y análisis por elementos finitos en estructura cúbica.

Conclusiones

- Las estructuras cúbicas presentan muy buenas propiedades mecánicas cuando las cargas actúan en la dirección de sus barras verticales. Esto se debe a que estas estructuras están dominadas por el mecanismo de pandeo.
- Las barras de las estructuras cúbicas pasan de tener un comportamiento principal de pandeo a un

comportamiento de flexión a medida que las cargas se inclinaban con respecto de la vertical. Esto significa una reducción en sus propiedades mecánicas.

- Las estructuras de giroidsson adecuadas para adaptarse a diferentes direcciones de carga. Es posible deformar la celda unitaria para alcanzar buenas propiedades mecánicas para cualquier dirección de carga.

- Finalmente, se sugiere tener en cuenta las direcciones de las cargas, así como otros tipos de cargas como la torsión, para elegir la estructura porosa adecuada en la reconstrucción de defectos óseos.

Agradecimientos

Este trabajo ha sido apoyado por una subvención del Ministerio de Economía y Competitividad de España y el Fondo Europeo de Desarrollo Regional (Proyecto Nacional de Investigación: Ref. DPI2015-71073-R).

Referencias

[1] A. Cuadrado, A. Yáñez, O. Martel, S. Deviaene, D. Monopoli, Influence of load orientation and of types of loads on the mechanical properties of porous Ti6Al4V biomaterials, *Mater. Des.* 135 (2017) 309–318. doi:10.1016/j.matdes.2017.09.045.

[2] A. Yáñez, A. Cuadrado, O. Martel, H. Afonso, D. Monopoli, Gyroid porous titanium structures: A versatile solution to be used as scaffolds in bone defect reconstruction, *Mater. Des.* 140 (2018) 21–29. doi:10.1016/j.matdes.2017.11.050.

Diseño y desarrollo de prótesis pediátricas de miembro superior orientado a la estética y el diseño afectivo

Vicente Bayarri¹, Margarita Vergara¹, Antonio Pérez-González¹

¹ Dpto. de Ingeniería Mecánica y Construcción, Universitat Jaume I, Castellón, al059325@uji.es

Introducción

Una patología de la mano, por mínima que sea, afecta a la ejecución de las actividades de la vida diaria, y más aún si dicha patología está relacionada con un ser humano en edad de crecimiento, cuya cinemática de la mano se encuentra en constante aprendizaje.

El presente artículo de revisión realiza un diagnóstico de los conocimientos existentes en la literatura científica actual referentes al proceso y metodología de diseño y desarrollo de prótesis pediátricas de miembro superior. Asimismo, estudia las técnicas de diseño afectivo, habitualmente usadas en ergonomía. La funcionalidad es un factor vital en este tipo de productos, pero en ocasiones, sus deficiencias estéticas provocan sentimientos de rechazo por el usuario y su entorno. Incorporar en el proceso de diseño las necesidades estéticas del paciente facilita su aceptación dada la importancia del impacto emocional que conlleva su uso.

Se ubica aquí el concepto Kansei, desarrollado por Nagamachi en la década de los años 1970 y que tiene sus raíces en la acción mental intuitiva de la persona que siente algún tipo de impresión por un estímulo externo [1]. Aplicada en los inicios del desarrollo del diseño conceptual, la Ingeniería Kansei (IK) permite relacionar las características de los productos con las necesidades emocionales de los usuarios [2], además de estar asociada a la metodología del diseño industrial, cuya finalidad es la de crear una motivación hacia el producto junto con una experiencia placentera del mismo incluyendo un significado y un mensaje para el cliente [1].

Estado del arte

Las características de la estructura de la mano humana convierten el diseño de prótesis de miembro superior en un proceso realmente complejo en el que deben considerarse diferentes factores (Figura 1).

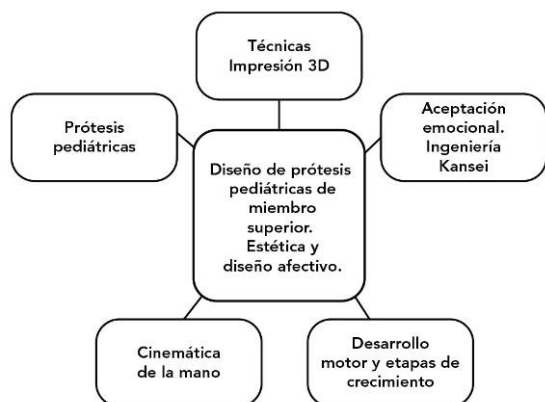


Figura 1: Mapa cognitivo de criterios de búsqueda.

La mano humana tiene un control adaptativo gracias a la activación de los diferentes grupos musculares existentes, mientras que, por el contrario, las prótesis de miembro superior suelen tener un control mucho más simple.

El proceso de diseño

El proceso de diseño de prótesis de miembro superior, como de cualquier tipología de producto, conlleva una etapa previa de diseño conceptual, en la que se analizan las diferentes alternativas de producto en referencia a su forma, función y uso, y, seguidamente, la etapa de diseño de detalle, centrada en mejorar el concepto para obtener el resultado final. Para ello, es importante ubicar al usuario en el centro del proceso. La continua relación entre diseñador, paciente, familiares, fabricantes, clínicos e investigadores en cada una de las etapas garantiza el éxito del producto. No obstante, por la tipología de usuario, en el diseño de prótesis pediátricas existen algunas características diferenciadas de los adultos, en mayor medida por el crecimiento corporal constante del paciente, su escasa incidencia y el desarrollo psicosocial, todo ello vinculado a las etapas de aprendizaje en el uso de las manos y el análisis de su motricidad.

El diseño de prótesis pediátricas vinculado a las etapas de crecimiento

Determinar la tipología de prótesis adecuada para cada una de las etapas de crecimiento y las necesidades del usuario según sus habilidades motoras y cognitivas es clave para descifrar las especificaciones técnicas de los dispositivos.

El ser humano aprende la mayoría de las funciones corporales entre los 0 y los 8 años de edad [3], siendo a partir de los 6 años cuando la práctica de habilidades se convierte en la perfección de dichas habilidades [4]. El uso precoz de una prótesis ayuda a mejorar su dominio y aceptación. Su prescripción a partir de los 3 o 4 meses de edad facilita el desarrollo psicomotriz y mejora su integración en el esquema corporal [5], previene posturas asimétricas, curvas espinales y atrofia muscular del muñón [4].

Las tipologías de prótesis prescritas habitualmente en pediatría son las pasivas, mecánicas y mioeléctricas. Los dispositivos pasivos son productos cuya estética suele ser similar a las extremidades humanas y su peso no es excesivamente elevado. Las prótesis mecánicas permiten, por su modo de accionamiento, el agarre de objetos. Las prótesis mioeléctricas son dispositivos electrónicos controlados por medio de una acción externa. Su funcionamiento se basa en la contracción y flexión de los músculos existentes cuya señal electromiográfica se capta a través de unos electrodos en contacto con la piel accionando con ella el movimiento y la funcionalidad de la prótesis [6][7].

Se recomienda el uso de prótesis pasivas entre los 3 y los 12 meses de edad [5]. El usuario mejora el aprendizaje en el uso de las dos manos, la oscilación natural al caminar, la postura sentada y además, al considerar la prótesis como una extensión de su extremidad, ayuda al cerebro a la comprensión del uso bimanual integrándose en su imagen corporal [8]. La prescripción de una prótesis mecánica se considera adecuada entre los 12 y los 18 meses de edad [5][9]. Al favorecer la acción de agarre, el usuario evita la búsqueda de patrones de sustitución [4]. La recomendación de prótesis mioeléctricas es a partir de los 5 años de edad [5]. Otros autores [8] consideran su uso contraindicado en edades muy tempranas por su montaje, funcionalidad, el coste de sustitución e incluso, en ocasiones, por su aspecto poco realista.

Impresión 3D aplicada a la fabricación de prótesis de miembro superior

Aspectos destacables que favorecen el uso de la impresión 3D para la elaboración de prótesis (Figura 2) son la reducción de costes, la personalización (color, forma y tamaño), la posibilidad de obtener geometrías complejas, la rapidez en la ejecución y la fabricación a demanda del usuario [10].



Figura 2: Prótesis pediátrica modelo Cyborg Beast. Obtenida de Zuniga et al. [11].

Métodos de diseño afectivo e IK en relación a la aceptación emocional en el uso de las prótesis

Los productos diseñados deben satisfacer las necesidades y requisitos de un grupo objetivo específico y, también, atraer su atención provocando en él emociones positivas [12].

Hay diferentes técnicas para la evaluación emocional que permiten medir la percepción que el usuario tiene sobre un producto: desde las más subjetivas como el diferencial semántico, que estudia el significado y la relación entre las palabras y los símbolos que las representan [1]; hasta otras más objetivas como el Eye-Tracking, que registra la posición y movimiento de los ojos indicando hacia dónde se dirige la atención y permite obtener datos objetivos de la percepción y evaluación del producto por los clientes [12][13][14].

La IK utiliza estas técnicas para traducir las necesidades emocionales de los usuarios en elementos estéticos mensurables, obteniendo productos cuya forma, función y apariencia crean un vínculo sentimental con el usuario. En el ámbito protésico, Sansoni et al. [15] utilizan el método kansei para que prótesis de miembro inferior cumplan con las necesidades afectivas de los pacientes de forma que el producto, además de funcional, tenga una estética visual atractiva.

Propuesta de trabajo

El aspecto emocional es importante en el desarrollo de prótesis pediátricas. Incluir el método de IK en el

proceso de diseño permitirá conocer de forma subjetiva las preferencias estéticas de los usuarios frente al dispositivo y puede ser de gran utilidad para evitar posibles sentimientos de rechazo.

Las técnicas de impresión 3D permiten la fabricación de prótesis pediátricas con cierta componente estética, pero no existen en la literatura estudios formales que analicen el diseño emocional ni el modo de incorporarlo al proceso de diseño.

Agradecimientos

Los autores agradecen la financiación del Ministerio de Ciencia e Innovación y de FEDER, a través del Proyecto del Plan Estatal DPI2018-89910-R.

Referencias

- [1] B. G. Rosen *et al.*, "Kansei, surfaces and perception engineering," *Surf. Topogr. Metrol. Prop.*, vol. 4, no. 3, 2016.
- [2] M. Vergara *et al.*, "Ingeniería Kansei. Una potente metodología aplicada al diseño emocional," *Rev. Faz*, no. Julio, p. 14, 2008.
- [3] H. Ye *et al.*, "Pinch-force-magnification mechanism of low degree of freedom EMG prosthetic hand for children," *Proc. Annu. Int. Conf. IEEE Eng. Med. Biol. Soc. EMBS*, vol. 2015–Novem, pp. 2466–2469, 2015.
- [4] F. Virginia Wright *et al.*, "The prosthetic upper extremity functional index: Development and reliability testing of a new functional status questionnaire for children who use upper extremity prostheses," *J. Hand Ther.*, vol. 14, no. 2, pp. 91–104, 2001.
- [5] C. L. Cabarcos, "Programa de tratamiento rehabilitador en el niño amputado de miembro superior.," p. 10, 2008.
- [6] S. Micera *et al.*, "Control of hand prosthesis using peripheral information," *Biomed. Eng. IEEE Rev.*, vol. 3, pp. 48–68, 2010.
- [7] B. Peerdeman *et al.*, "Myoelectric forearm prostheses: State of the art from a user-centered perspective," *J. Rehabil. Res. Dev.*, vol. 48, no. 6, p. 719, 2011.
- [8] M. Egermann *et al.*, "Myoelectric hand prostheses in very young children," *Int. Orthop.*, vol. 33, no. 4, pp. 1101–1105, 2009.
- [9] D. E. Krebs *et al.*, "Prosthetic Management of Children with Limb Deficiencies," no. December, 1991.
- [10] J. ten Kate *et al.*, "3D-printed upper limb prostheses: a review," *Disabil. Rehabil. Assist. Technol.*, vol. 12, no. 3, pp. 300–314, 2017.
- [11] J. Zuniga *et al.*, "Cyborg beast: a low-cost 3d-printed prosthetic hand for children with upper-limb differences," *BMC Res. Notes*, vol. 8, p. 10, 2015.
- [12] M. Köhler *et al.*, "Applying Eye-Tracking in Kansei Engineering Method for Design Evaluations in Product Development," *Int. J. Affect. Eng.*, vol. 14, no. 3, pp. 241–251, 2015.
- [13] A. T. Duchowski, "Eye Tracking Methodology". 2007.
- [14] G. Gredebäck *et al.*, "Eye tracking in infancy research," *Dev. Neuropsychol.*, vol. 35, no. 1, pp. 1–19, 2010.
- [15] S. Sansoni *et al.*, "Utilising the Repertory Grid Technique in Visual Prosthetic Design: Promoting a User-Centred Approach," vol. 20, p. 4, 2012.

Sobre la optimización de prótesis de cadera mediante optimización topológica

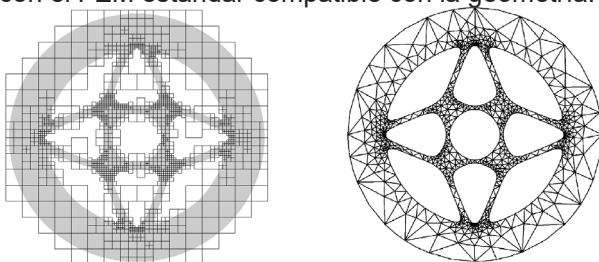
Nadal E., Muñoz D., Cortés G., Pedrosa A.M., Vila-Tortosa M.P., Ródenas J.J.

Centro de Investigación en Ingeniería Mecánica. Universitat Politècnica de València, España,
ennaso@upvnet.upv.es

Introducción

Las técnicas de simulación numérica permiten recrear, utilizando modelos matemáticos computacionales, muchos tipos de fenómenos físicos. Su uso lleva a una reducción considerable de las pruebas experimentales requeridas durante el desarrollo de nuevos productos, en particular de componentes estructurales en los campos de la ingeniería mecánica y civil. En estos campos, la técnica más común para dichas simulaciones es el Método de Elementos Finitos (MEF), ya consolidada en muchos otros campos de la industria debido a su capacidad para resolver muchos tipos de problemas de ingeniería o incluso biológicos.

El “Cartesian Grid Finite Element Method” (cgFEM) [1] tiene como objetivo mejorar la eficiencia computacional del MEF utilizando mallas cartesianas independientes de la geometría. Esto es de gran interés ya que, según [2], el 80% del tiempo del análisis de FE se dedica a adaptar y/o reparar los modelos CAD y crear una malla de EF de la calidad adecuada. En cgFEM, la geometría exacta se tiene en cuenta en el proceso de integración numérica cuando los elementos en contacto con el contorno son recortados por el mismo. La Fig. 1 compara las mallas utilizadas para analizar un componente 2D con cgFEM y con el FEM estándar compatible con la geometría.



a) Malla h -adaptada con cgFEM.

b) Malla standard h -adaptada.

Fig. 1. Comparación de mallas h -adaptadas de componentes similares.

Los beneficios del uso de tecnologías como el cgFEM son: a) menor coste computacional de la generación y adaptación de la malla; b) posibilidad de usar relaciones jerárquicas para reducir la cantidad de cálculos; c) alta calidad de malla ya que todos los elementos no están deformados. Además, la tecnología cgFEM permite generar modelos de EF obtenidos directamente a partir de imágenes médicas como se puede observar en la Fig. 2, sin necesidad de generar un CAD intermedio.

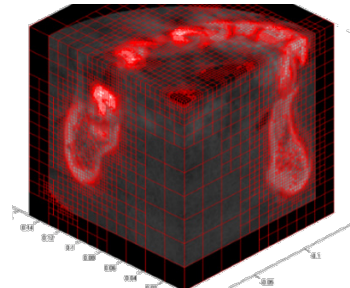


Fig. 2. Modelo 3D de $\frac{1}{4}$ de mandíbula.

El siguiente paso en las herramientas de simulación numérica es su aplicación con fines de optimización. La optimización estructural en sus tres versiones diferentes (tamaño, forma y topología) es una herramienta numérica para modificar el diseño de componentes mecánicos para minimizar cierta función objetivo. Generalmente, en el análisis estructural, la función objetivo es la energía de deformación o la masa (es decir, el volumen) del componente [3]. Con respecto a la optimización de los componentes biomecánicos, estas funciones objetivo tradicionales no son tan significativas. Lo que los científicos y los clínicos están buscando es la estabilidad de la prótesis en el tiempo. Uno de los principales problemas relacionados con la estabilidad de la prótesis, especialmente en pacientes jóvenes, es el efecto denominado *stress shielding* [4]. Este efecto provoca una modificación de la distribución ósea, según la ley de Wolff, después de la inserción de la prótesis, debido a las nuevas líneas de carga generadas como consecuencia de la diferente rigidez de la prótesis en comparación con el hueso extraído. Es por ello que en el presente trabajo se pretende investigar sobre un método de diseño para prótesis que permita obtener modelos optimizados desde el punto de vista estructural y/o funcional, minimizando así los riesgos de rechazo aséptico.

Planteamiento del problema

En este apartado se van a plantear los dos problemas que se resuelven en el presente trabajo: el problema elástico lineal y el problema de optimización topológica.

Problema elástico lineal

En este trabajo se resuelve el problema elástico lineal en 2 dimensiones por medio del cgFEM. Se define el tensor de tensiones de Cauchy como σ , el campo de desplazamientos como u y el campo de deformaciones como ϵ , todos estos campos definidos en el dominio $\Omega \subset \mathbb{R}^3$, cuyo contorno se denota como $\partial\Omega$. Las tracciones se denotan como t , impuestas sobre la parte del contorno Γ_N , mientras que los desplazamientos impuestos se denotan como \tilde{u} , siendo impuestos sobre la parte complementaria del

contorno denotada como Γ_D . Las fuerzas volumétricas se denotan como \mathbf{b} .

El problema elástico toma pues la siguiente forma. Se busca la pareja $(\mathbf{u}, \boldsymbol{\sigma})$ que satisfaga:

Admisibilidad estática:

$$\mathbf{L}^T \boldsymbol{\sigma} + \mathbf{b} = \mathbf{0} \text{ en } \Omega$$

$$\mathbf{G}\boldsymbol{\sigma} = \mathbf{t} \text{ en } \Gamma_N$$

donde \mathbf{L} es el operador diferencial propio del problema de elasticidad lineal en 2D y \mathbf{G} es el operador proyección que proyecta el campo de tensiones en el campo de tracciones sobre el contorno.

Admisibilidad cinemática:

$$\mathbf{u} = \tilde{\mathbf{u}} \text{ en } \Gamma_D$$

Relación constitutiva:

$$\boldsymbol{\sigma} = \mathbf{D}\boldsymbol{\varepsilon}(\mathbf{u}) \text{ en } \Omega, \text{ con } \boldsymbol{\varepsilon}(\mathbf{u}) = \mathbf{L}\mathbf{u}$$

Donde la matriz \mathbf{D} contiene los coeficientes de elasticidad usuales en el modelo constitutivo elástico lineal. Para resolver el problema elástico considerando la interacción entre el hueso y la prótesis es necesario hacer uso de la tecnología cgFEM que es capaz de tener en cuenta de manera eficiente las características locales del hueso cortical y trabecular, además de considerar simultáneamente la geometría y topología de la prótesis a optimizar.

Problema de optimización topológica

El problema de optimización topológica se basa en, dada una cantidad determinada de material, obtener la mejor distribución posible del mismo dentro del dominio de trabajo Ω , de manera que se maximice la rigidez del componente. Para ello, se define una nueva variable $\rho(\mathbf{x}) \in [0, 1] \forall \mathbf{x} \in \Omega$, que determinará la distribución de material dentro del dominio. Es decir, en los elementos donde tome valor 1, indicará que el elemento está lleno, mientras que, si toma valor 0 en un elemento, indicará que el elemento se encuentra vacío. Originalmente interesaba que la variable ρ tomara valores 0 o 1, no obstante en la técnica SIMP permite que sea una variable continua en dicho rango y se penalizan los valores intermedios. Con ello el problema de optimización topológica se puede enunciar como:

$$\min_{\rho} \Psi(\rho, \mathbf{u}) = \int_{\Omega} \rho^{\nu} \boldsymbol{\varepsilon}(\mathbf{u}(\rho))^T \mathbf{D} \boldsymbol{\varepsilon}(\mathbf{u}(\rho)) d\Omega$$

$$\text{sujeto a } \int_{\Omega} \rho^{\nu} d\Omega \leq V_0$$

siendo ν el coeficiente de penalti que penaliza los valores intermedios de densidad, \mathbf{u} la solución de desplazamientos del problema de elasticidad para un valor del campo ρ determinado y V_0 el volumen de material a distribuir. No obstante, para el caso que nos atañe resulta más interesante obtener una respuesta estructural similar a la situación previa a la inclusión de la prótesis, para ello se plantea el uso de la siguiente función objetivo:

$$\min_{\rho} \Psi_2(\rho, \mathbf{u}) = \left| \int_{\Omega} \rho^{\nu} \boldsymbol{\varepsilon}(\mathbf{u}(\rho))^T \mathbf{D} \boldsymbol{\varepsilon}(\mathbf{u}(\rho)) d\Omega - \int_{\Omega} \boldsymbol{\varepsilon}(\mathbf{u}_H)^T \mathbf{D}_H \boldsymbol{\varepsilon}(\mathbf{u}_H) d\Omega \right|$$

$$\text{sujeto a: } \int_{\Omega} \rho^{\nu} d\Omega = V_0$$

donde \mathbf{u}_H es la solución del problema antes de incluir la prótesis y \mathbf{D}_H la matriz de propiedades de material

del hueso antes de incluir la prótesis. Como se observa en ambos casos, el problema de optimización topológica resulta en un problema no lineal y por ello se utilizará la técnica SIMP [3] para resolverlos.

Resultados

Como resultado previo, se ha realizado la optimización estructura de una simplificación bidimensional de una prótesis de fémur, como la que se muestra en la Fig. 3.

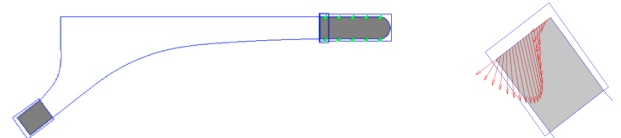


Fig. 3. Geometría de una prótesis de cadera. Simplificación 2D y detalle de las condiciones de contorno aplicadas en la cabeza de la prótesis.

En esta primera implementación, se ha resuelto el problema de optimización topológica atendiendo únicamente a criterios estructurales, como primera aproximación, obteniendo los resultados mostrados en la Fig. 4 para una fracción de volumen de 0.6.



Fig. 4. Resultado del proceso de optimización topológica.

Como se puede observar, se ha conseguido una estructura compleja de la prótesis que sería susceptible para ser fabricada mediante procesos de fabricación aditiva.

Conclusiones

En el presente trabajo se plantea el uso técnicas de optimización topológica para el diseño de prótesis cuya estabilidad quede computacionalmente garantizada. En una primera aproximación se ha obtenido la estructura optimizada atendiendo a criterios estructurales, pero se establecen las bases para añadir nuevos criterios de diseño tales como mantener una rigidez de la prótesis similar a la del hueso retirado con el fin de minimizar el *stress shielding*. Esta nueva implementación se abordará en trabajos futuros.

Agradecimientos

Los autores agradecen la financiación de Generalitat Valenciana (PROMETEO/2016/007 y EMERGENTES/GV/2018//095) y del Ministerio de Economía, Industria y Competitividad (DPI2017-89816-R).

Referencias

- [1] E Nadal. *Cartesian grid FEM (cgFEM): High performance h-adaptive FE analysis with efficient error control. Application to structural shape optimization*, Universitat Politècnica de València, 2014.
- [2] JA Cottrell, TJR Hughes, Y Bazilevs. *Isogeometric Analysis: Toward Integration of CAD and FEA*. Wiley. 2009.
- [3] O Sigmund. *A 99 line topology optimization code written in Matlab*. SMO. 21(2):120-127
- [4] MG Joshi, SG Advani, F Miller, MH Santare. *Analysis of a femoral hip prosthesis designed to reduce stress shielding*. J. Biomech. 33(12):1655-1662, 2000

Plataforma Automática de Control de Manos Antropomorfas y Robóticas (PACMAR)

García-Ortiz J. V.¹, Mora M.C.¹, Pérez-González A.¹, Cantero-Ramis J.A.¹

¹Departamento de Ingeniería Mecánica y Construcción, Universitat Jaume I, España, jortiz@uji.es

Introducción

Desde su fundación en 1995, el estudio de la biomecánica de la mano ha sido uno de los principales campos de investigación, para el grupo de biomecánica y ergonomía de la Universitat Jaume I (UJI). Esta línea de investigación se inició con el desarrollo de un modelo biomecánico de la mano humana orientado al diseño de herramientas manuales, a través de la tesis doctoral de Sancho Bru[1]. El modelo se desarrolló para su aplicación al diseño ergonómico de herramientas. No obstante, dicho diseño ha permitido al grupo empezar a trabajar en otros campos de la biomecánica. Así, uno de los principales focos de investigación del grupo en los últimos años ha sido en el ámbito del diseño de manos antropomorfas artificiales de bajo coste, orientada a amputados transradiales.



Figura 1: Prototipo de la IMMA hand (izda.) y BruJa Hand (dcha.).

En la actualidad, el grupo dispone de dos diseños de manos de bajo coste para la fabricación por impresión 3-D: la IMMA hand y BruJa hand[2], ambas disponibles en la web para su descarga y evaluación. Se pueden ver en la figura 1. Además, para evaluar el funcionamiento de las manos diseñadas por el equipo y compararlo con el de otras propuestas externas, se ha desarrollado un protocolo de ensayo de [3]. Este protocolo utiliza una serie de 24 objetos que constituyen un set denominado YCB [4], divididos en 8 grupos de 3 objetos. Cada grupo se corresponde con objetos típicamente cogidos con uno de los 8 tipos de agarres más comunes en la vida diaria [5].

Para poder realizar este y otros ensayos en todo tipo de manos, se decidió desarrollar la Plataforma Automática de Control de Manos Antropomorfas y Robóticas (PACMAR).

Debido a la naturaleza de los ensayos y a la gran variedad de diseños de manos existentes, la plataforma PACMAR debía cumplir una serie de condicionantes que la iban a dotar de versatilidad. Entre los condicionantes se destacan:

- Permitir la independencia de la zona donde se ubica la mano y los "gadgets" para los diferentes ensayos, respecto a la zona destinada a la mecatrónica

- Permitir modificar las posiciones de la mano en las 3D del espacio, así como la orientación de la muñeca en los diferentes agarres.
- Permitir el montaje de manos que lleven la mecatrónica embarcada en la mano o separada en el antebrazo.
- Ser flexible y versátil a la hora de implementar nuevos ensayos necesarios que se puedan requerir.
- Facilmente reproducible por otros grupos de investigación para su uso como herramienta.

Diseño Mecánico: Alternativas

Con el fin de cumplir con los requisitos mencionados anteriormente, se barajaron diferentes opciones en cuanto al diseño mecánico. Rápidamente se detectó la necesidad de disponer de un sistema sencillo que además fuese modular.

Finalmente se optó por un sistema dividido en dos elementos principales: El chasis y la brida de sujeción de las manos y la mecatrónica.

Además de estos dos elementos se detecta la necesidad de instalar elementos de unión y versátiles que permitan la instalación y el ensayo de diferentes manos protésicas.

Diseño Mecánico Definitivo

Tras estudiar todas las opciones, la solución tomada en cuanto al diseño mecánico es la que se muestra en la figura 2.

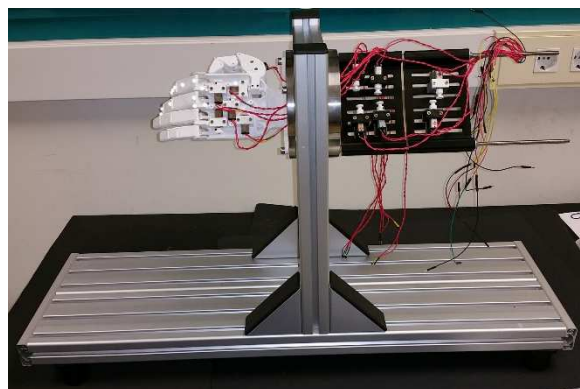


Figura 2: PACMAR con el modelo de mano BruJa hand.

Como se puede observar en la imagen, los componentes de la plataforma PACMAR son:

- El chasis de soporte de la figura 3: en perfiles de aluminio, ranurada para permitir el anclaje y fijación de elementos para realizar

cualquier ensayo que se requiera. Es una plataforma versátil.

- La brida de anclaje y su tapa en la figura 4. Dichos elementos permiten la instalación de las manos protésicas a la vez que los elementos mecatrónicos necesarios. Para ello debe permitir el acceso de un lado al otro tanto de cable eléctricos como tendones artificiales, en función del modelo ensayado. La brida se hizo de acero inoxidable para evitar el par galvánico con la perfilaría de aluminio. Este elemento no se pudo construir de aluminio debido a los problemas de fatiga en un elemento que va a estar sujeto a múltiples roscados y desenroscados a lo largo de su vida. El conjunto puede girarse para permitir modificar la orientación de la muñeca y también es posible mover la mano en el plano de trabajo en las 3 dimensiones del espacio.
- Soporte para la mano. Este elemento permite adaptar los tornillos de anclaje de la brida a los elementos de anclaje de cada mano. La recomendación es utilizar piezas impresas en 3D en base de PLA o ABS para este fin, debido a la sencillez. Se diseñará un elemento para cada mano a ensayar.
- Soporte para la electromecánica: Sistema ranurado para anclaje de la electromecánica. Disposición a diferentes distancias.

Diseño del Sistema de Control

Una de las características debe ser la versatilidad y por ello, este sistema no es único. Es decir, se ha diseñado un sistema de control electrónico en base a una tarjeta de control de bajo coste tipo Aduino MEGA. Los motivos principales son: la sencillez en el uso, el bajo coste (acorde con los proyectos de desarrollo del grupo) y la cantidad de software disponible. No obstante, permite el uso de cualquier otro hardware a la vez que software.

La electrónica de control es una tarjeta se encuentra protegida y aislada en el interior de una caja. La caja dispone de un panel de control con una serie de interruptores, switches y botones que permiten controlar la activación de hasta 6 motores coincidiendo con los grados de libertad de las manos analizadas.

La caja de control también incorpora unaplaca de control con sensores de corriente y de encoders ópticos permite utilizar los sensores de las prótesis para el control automático de las manos. En la actualidad el software dispone de un modo de control manual y otro automático para las diferentes opciones de trabajo.

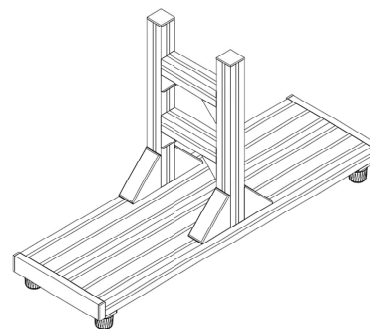


Figura3: Chasis.

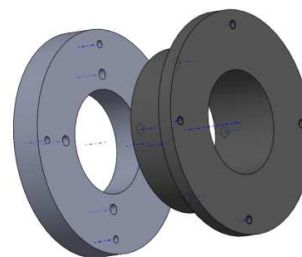


Figura4: Brida y tapa soporte.

Conclusiones y trabajos futuros

Se ha diseñado un sistema para experimentar manos robóticas y protésicas. El diseño debía cumplir una serie de condicionantes que le doten de versatilidad. El diseño se ha construido y ha permitido la realización de ensayos muy diversos.

Se ampliará la capacidad de cálculo con una plataforma de control más potente, basada en procesadores y DSP (Digital SignalProcessor) para probar algoritmos de control avanzados.

Agradecimientos

Este trabajo ha sido financiado por la Generalitat Valenciana y por el Ministerio de Economía, Industria y Competitividad mediante los proyectos GV/2018/125 y DPI2017-89910-R respectivamente, en los cuales se enmarca esta investigación.

Referencias

- [1] Sancho Bru, Joaquin "Modelbiomecànic de la màorientat al disseny d'eines manuals". ISBN: 9788469146712
- [2] F.J. Andrés, A. Pérez-González, C. Rubert, J. Fuentes, B. Sospedra. Comparison of grasping performance of tendon and linkage transmission systems systems in an electric powered low cost hand prosthesis. Journal of Mechanisms and Robotics (in press)
- [3] ImmaculadaLlop-Harillo& Antonio Pérez-González (2017) System for the experimental evaluation of anthropomorphic hands. Application to a new 3D-printed prosthetic hand prototype, International Biomechanics, 4:2, 50-59. <http://doi.org/10.1080/23335432.2017.1364666>
- [4] B. Calli, A. Walsman, A. Singh, S. Srinivasa, P. Abbeel, A. M. Dollar, "The YCB Object and Model Set: Towards Common Benchmarks for Manipulation Research," Proceedings of IEEE International Conference on Advanced Robotics (ICAR), pp. 510-517, 2015.
- [5] Margarita Vergara, J.L. Sancho-Bru, V. Gracia-Ibáñez, A. Pérez-González. (2014) An introductory study of common grasps used by adults during performance of activities of daily living. Journal of Hand Therapy 27 (2014), 225-234. Gearloose G. *et al.*, J. Biomech. 1:1-11, 2011. Simpson L., Acta Springfield. 3:3-4, 1999.

Efecto de la configuración de la calota de un casco de combate sobre el trauma encefálico en impacto balístico

Palomar M.¹, Lozano-Mínguez E.¹, Giner E.¹

¹Department of Mechanical Engineering and Materials-CIIM, Universitat Politècnica de València, España, marpat@etsid.upv.es

Introducción

En este trabajo se ha estudiado el trauma encefálico subsecuente a un impacto balístico empleando un modelo de elementos finitos (EF) de cabeza humana protegido por un casco de combate. Se han analizado cuatro diferentes configuraciones de la calota de material compuesto del casco, de las cuales se ha obtenido tanto la energía absorbida por ésta como el daño causado en el modelo de cabeza tras las simulaciones de impacto de alta velocidad con munición convencional. La motivación de este trabajo es el auge creciente en la investigación de nuevas configuraciones materiales que maximicen la relación protección-peso de las protecciones personales. Para aceptar nuevas morfologías, es necesario asegurar la prevención frente a la perforación de la bala, así como limitar la deformación máxima de la calota (Backface Deformation (BFD)) durante el impacto para evitar que el casco golpee la cabeza del sujeto.

Metodología

Para la obtención del modelo de base para las simulaciones balísticas se ha tomado un modelo numérico de cabeza humana previamente validado respecto a fractura craneal, presiones intracraneales y respuesta ante impacto balístico^{1,2}. En dicho modelo se encuentra implementada una subrutina de usuario de Abaqus/Explicit de tipo VUSDFLD que permite la eliminación de elementos tanto en el cuero cabelludo como en los tejidos óseos que componen el cráneo una vez se han rebasado ciertos valores umbral de tensión máxima, aplicando el criterio de Rankine.

El modelo numérico de casco de combate se ha desarrollado en base a la geometría de un casco de tipo Advanced Combat Helmet (ACH) previamente validado frente a impacto balístico bajo las condiciones de ensayo estipuladas por la normativa española³. La munición empleada para las simulaciones es una bala tipo Full Metal Jacket (FMJ) constituida por un núcleo de plomo y una chaqueta de latón. Por otra parte, a la calota del casco se ha adherido un sistema de amortiguamiento interno de siete almohadillas de espuma. La inserción del casco en el modelo de cabeza se realiza mediante una simulación de baja velocidad en Abaqus/Explicit, resultando en el ensamblaje mostrado en la Figura 1. Al modelo de cabeza se le impone una condición de contorno libre, mientras que a la bala se le prescribe una velocidad inicial de 530 ms⁻¹ en dirección perpendicular a la superficie frontal del casco de combate.

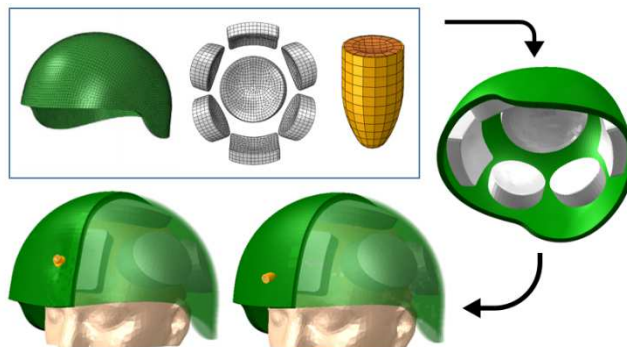


Figura 1: Modelo base para las simulaciones balísticas.

Sobre este modelo de base, se han analizado cuatro configuraciones diferentes de la calota del casco, descritas en la Tabla 1. Dos de ellas consisten únicamente en capas de aramida tejida con distintas orientaciones y las dos restantes se basan en una configuración híbrida de aramida con Ultra High Molecular Weight Polyethylene (UHMWPE), ambos materiales frecuentemente empleados en protecciones personales.

Tabla 1: Configuraciones aplicadas al modelo de calota de material compuesto.

Descripción de la configuración		Masa (kg)
#S1	16 capas de aramida tejida con mismas orientaciones (0°/90°)	1.03
#S2	16 capas aramida tejida alternando orientaciones 0/90°, 45/-45°	1.03
#S3	Híbrida: 8 capas aramida tejida y 16 de UHMWPE	0.590
#S4	Híbrida: 12 capas aramida tejida y 16 de UHMWPE	0.695

Resultados

Tras las simulaciones balísticas, la energía absorbida por la calota de material compuesto se ha obtenido para las cuatro configuraciones ensayadas, como se observa en la Figura 2. Las configuraciones de aramida absorben la mayor parte de la energía de impacto (67 y 61% de la energía cinética inicial de la bala para los casos #S1 y #S2, respectivamente). Los casos híbridos presentan la tendencia contraria, disipando solamente en torno al 30% de la energía de impacto. Además, el proceso de absorción de energía finaliza cuando la bala ha perforado todas las capas de tejido de la calota, dejando que la energía de impacto restante llegue a la cabeza. La configuración

#S4 absorbe un 2% más de energía que la #S3, ya que la primera consta de cuatro capas más de aramida en la superficie de impacto. Este hecho también retrasa el momento de penetración de la bala.

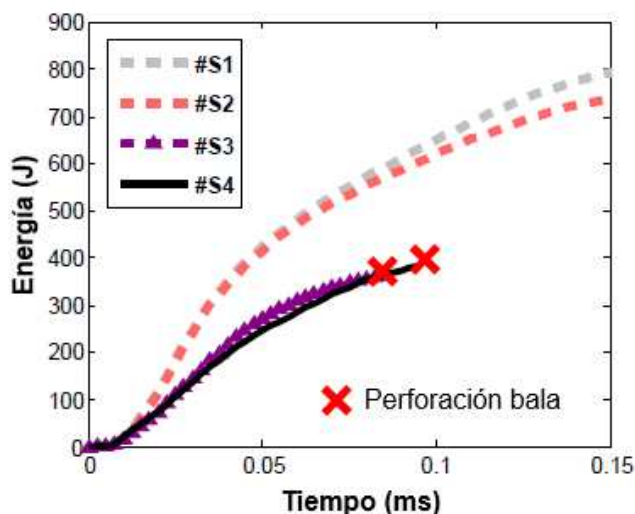


Figura 2: Energía absorbida por la calota del casco en las diferentes configuraciones. Una aspa roja al final de una curva indica que se ha producido la perforación de la bala.

En los casos de calota integral de aramida, se observa que la configuración #S1, cuyas capas tejidas están todas orientadas en direcciones 0°/90° es capaz de absorber ligeramente más energía que la #S2. No obstante, el criterio de la energía no debería ser el único para determinar la diferencia a nivel de protección entre una configuración u otra. De hecho, la distribución de tensiones tras el impacto es diferente entre #S1 y #S2, de tal manera que por las orientaciones de #S1 la deformación de la cara frontal del casco se concentra

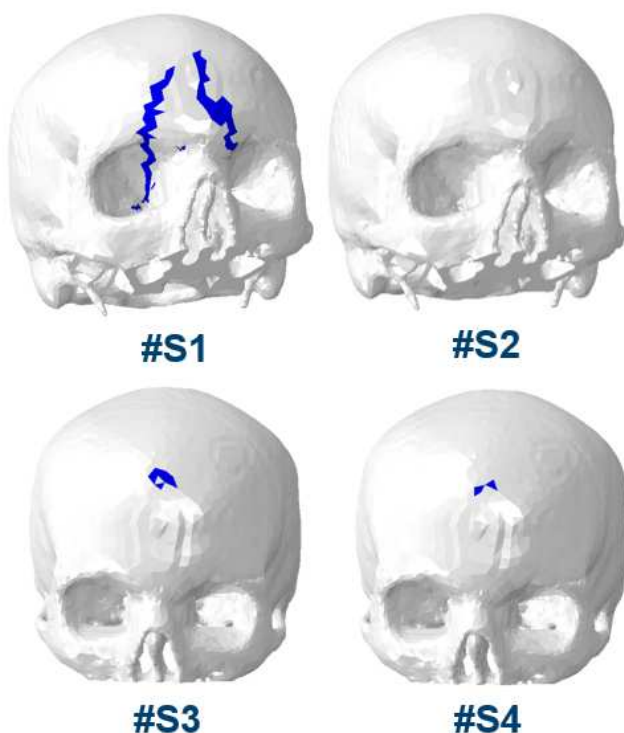


Figura3: Fractura craneal obtenida con cada una de las configuraciones de calota.

en el plano sagital de la cabeza, generando más BFD e impartiendo un golpe de mayor magnitud a la cabeza. Este último hecho se puede corroborar observando los patrones de fractura craneal que se han obtenido en el modelo de cráneo tras el impacto (Figura 3). Con la calota tipo #S1, se obtiene una fractura lineal que tiende a extenderse hacia la base del cráneo, lo cual conlleva un riesgo mayor de hemorragias graves. En cambio, la configuración #S2 protege frente a la fractura craneal. En los casos #S3 y #S4 los patrones mostrados en la Figura 3 indican el inicio de la perforación de la bala.

En resumen, los resultados obtenidos de los casos estudiados en este trabajo indican que una reducción substancial del peso de la calota de un casco de combate no es posible sin comprometer las prestaciones de seguridad de éste. Sin embargo, nuevas configuraciones empleando otro tipo de materiales y secuencias deberían ser probadas para poder sacar conclusiones generales.

Conclusiones

En este trabajo se ha estudiado la protección frente a trauma encefálico de un casco de combate con diferentes configuraciones materiales sometido a un impacto balístico. Se ha obtenido que las configuraciones híbridas analizadas no evitan la perforación de la bala, pero este comportamiento puede ser mejorado mediante la adición de más capas de aramida. Las calotas constituidas por 16 capas de aramida tejida no permiten la perforación y absorben el doble de la energía de impacto respecto a las híbridas. Tomando como parámetros críticos la energía absorbida y la fractura craneal, la configuración óptima es la compuesta por 16 capas de aramida tejida con orientaciones alternantes entre capas adyacentes. Se ha demostrado que las orientaciones de los tejidos de las capas de material compuesto tienen un efecto determinante sobre la BFD resultante de la calota.

Agradecimientos

Financiación recibida por el Ministerio Español de Economía y el programa FEDER (RTC-2015- 3887-8) y a la Generalitat Valenciana (PROMETEO 2016/007).

Referencias

- [1] Lozano-Mínguez E. *et al.*, J.Numer.Method. Biomed. Eng. 34:1-17, 2018
- [2] Palomar M.*et al.*, Comp. Struct.201:49-61, 2018
- [3] Rodríguez-Millán M. *et al.*, Mater. Des. 110:391-403, 2016

Estudio de la corrosión de aleaciones de magnesio en sangre mediante dinámica de fluidos computacional

José Sierra-Pallares^{1,2,*}, Jorge Muñoz Paniagua³, Alberto Pozo-Álvarez¹, Javier García³, Francisco Castro^{1,2}

¹Grupo de Ingeniería de Fluidos. Departamento de Ingeniería Energética y Fluidomecánica. Universidad de Valladolid (España)

Corresponding author: jsierra@eii.uva.es

²Instituto de Tecnologías Avanzadas de la Producción (ITAP). Escuela de Ingenierías Industriales. Universidad de Valladolid (España)

³Departamento de Ingeniería Energética. Escuela Técnica Superior de Ingeniería Industrial. Universidad Politécnica de Madrid

Introducción

El éxito de los dispositivos biomédicos es fuertemente dependiente de la interacción de los materiales de construcción de dichos dispositivos con los tejidos y fluidos biológicos que conforman el organismo.

En concreto, y a pesar del creciente número de publicaciones al respecto, el desarrollo de nuevos stents bioabsorbibles marca nuevos retos en la investigación. Estos nuevos dispositivos biodegradables presentan algunas ventajas, la absorción del stent al cabo de unos meses en el tejido de la pared arterial es la más característica, además presentan un riesgo reducido de trombosis y restenosis [1]. Un modelo relevante es el stent Magmaris de la firma Biotronik, construido en una aleación de magnesio. Tienen, sin embargo, algunos inconvenientes, entre ellos que el mayor grosor de los filamentos (150 μm , aproximadamente el doble que los stents convencionales) introduce una mayor perturbación en el flujo que puede afectar al proceso de restenosis. Aunque existen algunos trabajos recientes acerca del comportamiento de los materiales biodegradables de los que están fabricados y estudios clínicos [2], existe muy poca información sobre su interacción con la sangre. Actualmente, este tipo de stents no está recomendado para su uso en bifurcaciones coronarias ya que el despliegue del stent dejaría gran parte de su estructura en contacto total con el flujo, y no existe, al menos en la literatura abierta, ningún estudio que evalúe la corrosión del stent por parte del flujo sanguíneo cuando el stent está en una bifurcación. Para ello, sería necesaria una estimación de la difusión/corrosión del stent en el flujo sanguíneo en una bifurcación arterial real de un paciente. Ése es precisamente el objetivo de este trabajo, focalizado en la aplicación a stents de magnesio.

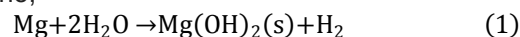
Biocompatibilidad de aleaciones en sangre.

Ensayos in vitro

Existe una amplia literatura en lo que concierne al estudio de la corrosión de aleaciones metálicas de magnesio, tanto por fluidos biológicos simulados como por sangre humana o animal [3]. En muchos de los experimentos en los cuales se somete al material a la corrosión por parte de la sangre se utiliza el dispositivo Chandler – Loop [4], que consiste en un

tubo de PVC en cuyo interior se coloca la muestra de aleación a analizar, normalmente en forma de un pequeño disco. Posteriormente, se llena el tubo hasta la mitad de su volumen con el fluido y se cierra uniendo sus dos extremos y formando por tanto un “lazo” (*loop*). El dispositivo se coloca en una plataforma giratoria, cuyo movimiento hace que la aleación colocada en el tubo sufra un arrastre por parte de la sangre similar al encontrado en una arteria. Después de un tiempo girando que puede variar entre las 6 y las 24h, se determina la cantidad de metal que ha pasado del disco sólido de aleación al seno del fluido mediante técnicas analíticas adecuadas.

En un ambiente acuoso, como la sangre, el magnesio se corroe formando hidróxidos y desprendiendo hidrógeno,



La velocidad de corrosión puede verse afectada por múltiples factores, como la concentración de iones en sangre, el pH, la presencia de determinadas especies orgánicas o la carga estática [5].

Modelo simplificado de corrosión

De los datos experimentales disponibles [1] se deduce que la velocidad de corrosión en sangre es sustancialmente diferente para cada aleación de magnesio. Debido a que la información experimental existente en cuanto a datos cuantitativos es muy escasa, en este trabajo se propone un modelo simplificado de difusión / corrosión de aleaciones metálicas en sangre:

$$\partial_t(\rho\phi) + \partial_j(\rho u_j\phi) = \partial_j[\rho\Gamma\partial_j(\phi)], \quad (2)$$

donde ϕ es la fracción másica de magnesio en sangre, ρ la densidad de la sangre y el coeficiente de difusión Γ es un parámetro típico de cada aleación en sangre que recoge la información relativa al proceso de difusión y corrosión del stent. Es importante comentar aquí que ϕ tiene en cuenta todas las posibles combinaciones solubles en sangre del magnesio con cualquier otra especie orgánica, y que estas no se descomponen en sangre en momentos posteriores al desprendimiento del stent.

El modelo de transporte representado por la ecuación (2) es implementado en el código comercial de dinámica de fluidos computacional ANSYS Fluent v19.1, en conjunto con la simulación del movimiento

de la sangre en el Chandler – Loop, de forma análoga al modelo planteado por Touma et al. [4].

Resultados principales

El sistema alcanza un estado casi-estacionario de movimiento – es decir, la superficie libre de sangre no varía significativamente en el tiempo – en unos 20 segundos. Las estructuras de flujo formadas alrededor del disco de magnesio son siempre muy parecidas a lo largo de su trayecto en sangre durante el ciclo. En la Figura 1 se muestra la concentración de magnesio en sangre, y la posición de las superficies libres de sangre cuando se alcanza el estado casi-estacionario, a los 20 segundos de iniciar la simulación.

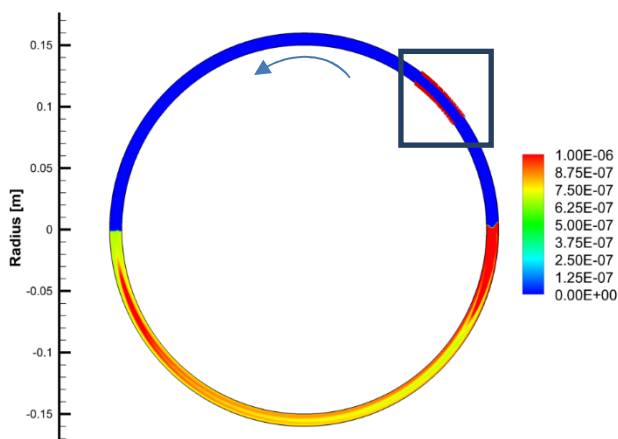


Figura 1: Fracción másica de magnesio en sangre en el experimento con el Chandler – Loop a los 20s. La muestra de magnesio se encuentra fuera de la sangre (ver cuadro) en ese instante

Por otro lado, la masa de magnesio en sangre muestra un crecimiento lineal frente al tiempo, solamente perturbado en el ciclo del Chandler Loop en aquellos momentos en los cuales el disco de magnesio no está inmerso en la sangre (Fig. 2). Esto se debe a que la capa límite másica formada alrededor del disco de magnesio es siempre similar, ya que la cantidad de magnesio liberada a la sangre es muy pequeña en cada ciclo, no perturbando el gradiente de fracción másica de magnesio. De ello se infiere que, alcanzado un número suficiente de ciclos, la masa de magnesio desprendida es la misma de ciclo a ciclo.

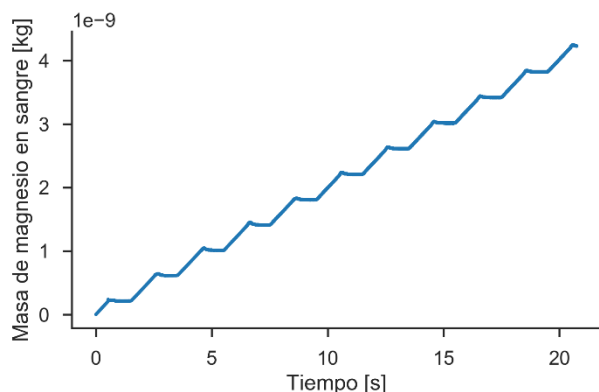


Figura 2: Evolución de la masa de magnesio en sangre con el tiempo

Éste resultado es útil ya que es posible conocer cuánto magnesio se ha desprendido del disco inicial hacia la sangre en cada ciclo, y a partir de un balance de masa determinar la vida útil del magnesio en el flujo, sin necesidad de correr el modelo CFD hasta tiempos elevados, lo cual disminuye drásticamente el coste computacional de la determinación de la velocidad de difusión/corrosión.

Conclusiones

Se ha desarrollado una metodología que permite la determinación de la velocidad de difusión / corrosión de aleaciones de magnesio en sangre obtenidas mediante experimentos en Chandler – Loop. La metodología se compone de un modelo simplificado de corrosión sencillo de implementar en códigos de dinámica de fluidos computacional, y que es útil para la determinación de procesos de difusión y corrosión de stent biodegradables en el flujo en arterias.

Agradecimientos

Los autores agradecen la financiación obtenida gracias al Ministerio de Ciencia, Innovación y Universidades mediante el proyecto DPI2017-83911-R.

Referencias

- [1] Geis-Gerstorfer, J., Schille, C., Schweizer, E., Rupp, F., Scheideler, L., Reichel, H.P., Hort, N., Nolte, A., Wendel, H.P. 2011. Blood triggered corrosion of magnesium alloys, in: Mater. Sci. Eng. B Solid-State Mater. Adv. Technol., pp. 1761–1766.
- [2] Collet, C. Asano, T., Miyazaki, Y., Tenekecioglu, E., Katagiri, Y., Sotomi, Y., Cavalcante, R., de Winter, R.J., Kimura, T., Gao, R., Puricel, S., Cook, S., Capodanno, D., Onuma, Y., Serruys, P.W. 2017. Late thrombotic events after bioresorbable scaffold implantation: a systematic review and meta-analysis of randomized clinical trials. European Heart Journal
- [3] Y.F. Zheng, X.N. Gu, F. Witte, Biodegradable metals, Materials Science and Engineering: R: Reports 77 (2014) 1–34.
- [4] H. Touma, I. Sahin, T. Gaamangwe, M.B. Gorbet, S.D. Peterson, Numerical Investigation of Fluid Flow in a Chandler Loop, J Biomech Eng 136 (7) (2014) 71004.
- [5] K. Beaussant-Törne, Investigation of corrosion properties of metals for degradable implant applications. PhD Thesis, 2017.

Estudio del campo fluido en un modelo de aurícula y orejuela izquierdas

Alberto Pozo-Álvarez^{1,*}, José Sierra-Pallares^{1,2}, Javier García³, Jorge Muñoz Paniagua³, Francisco Castro^{1,2}

¹Grupo de Ingeniería de Fluidos. Departamento de Ingeniería Energética y Fluidomecánica. Universidad de Valladolid (España)

²Instituto de Tecnologías Avanzadas de la Producción (ITAP). Escuela de Ingenierías Industriales. Universidad de Valladolid (España)

³Departamento de Ingeniería Energética. Escuela Técnica Superior de Ingeniería Industrial. Universidad Politécnica de Madrid

Corresponding author: alberto.pozo.alvarez@uva.es

Introducción

Una de las afecciones cardíacas más común es la fibrilación auricular. Esta enfermedad es un problema creciente en la sociedad actual, especialmente en las más envejecidas ya que del 0,4 al 1% de la población mundial la padece, aumentando a más del 8% para los mayores de 80 años¹. El riesgo de ictus en los pacientes con fibrilación auricular es de 5 a 7 veces superior al de una persona que no padezca esta arritmia².

Aproximadamente el 90% de los trombos auriculares en la fibrilación auricular no valvular y el 60% de los trombos en pacientes con valvulopatía mitral reumática se observan en el interior de la orejuela izquierda, LAA (*left atrial appendage*)³, que es un apéndice situado en la aurícula izquierda del corazón.

Objetivos y métodos

Dentro del empleo de “pacientes virtuales”, uno de los principales problemas que se plantean es la validación de los códigos computacionales y su reproducibilidad⁴. Al ser modelos numéricos, sus resultados deben ser validados con ensayos experimentales que confirmen el comportamiento reflejado por esos modelos. En el presente trabajo se perseguirá una validación *in vitro*, que permite un ambiente más controlado e idóneo para la validación de códigos⁵.

Los ensayos *in vitro* realizados se basan en utilizar un fluido con propiedades similares a la sangre que, al mismo tiempo, sea transparente y con un índice de refracción similar al del modelo para poder realizar la medición del campo de velocidades mediante la técnica PIV (*Particle Image Velocimetry*)⁶.

La técnica PIV permite determinar el campo de velocidades registrando de forma simultánea el desplazamiento de miles de partículas trazadoras que se añaden al fluido. Una cámara digital, sincronizada con una fuente de iluminación láser, recoge pares de fotografías consecutivas de una zona de ensayo registrando la posición de las partículas iluminadas. Un procesado del par de imágenes permite determinar el campo de velocidades.

Modelo experimental

Durante el ciclo cardíaco, la orejuela se dilata durante la sístole ventricular al estar cerrada la válvula mitral y continuar el flujo de sangre hacia la aurícula. En la diástole ventricular se produce una contracción de

volumen para descargar el fluido almacenado durante la etapa anterior hacia el ventrículo izquierdo a través de la válvula mitral ahora abierta, mejorando su llenado. Los experimentos se realizarán bajo las hipótesis de flujo con viscosidad dominante ($Re < 1000$), temperatura constante y sin efectos gravitacionales. El modelo será de metacrilato, puesto que necesita ser accesible ópticamente, y con paredes rígidas, es decir, que la aurícula y orejuela izquierdas no sufrirán variaciones de volumen. Para reproducir de alguna forma el flujo generado por la variación de volumen de la orejuela se establecerá un flujo periódico saliente (dilatación) y entrante (contracción) a través del extremo de la orejuela. Para reproducir las condiciones fisiológicas más propensas a la formación de trombos en la orejuela izquierda: pacientes con fibrilación auricular en los que la contracción auricular y de la orejuela no es posible por la pérdida de capacidad de contracción⁷ se bloqueará el paso de fluido a través del extremo de la orejuela.

El flujo procedente de las venas pulmonares derechas entra suavemente en la aurícula izquierda, cuya forma se ha aproximado por un cono, y están orientadas hacia la válvula mitral. La entrada de las venas pulmonares izquierdas es mucho más brusca pudiendo originar el patrón de flujo descrito por Fyrenius et al en 2001⁸.

La forma de la orejuela se ha simplificado, de manera que su sección de paso aumenta a medida que se aleja del ostium y acaba en un extremo plano.

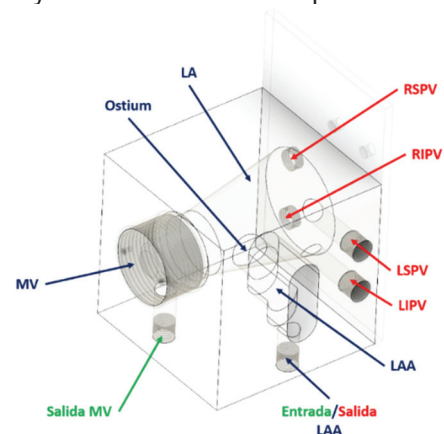


Figura 1: Modelo de aurícula y orejuela izquierdas

RSPV/RIPV: Venas pulmonares derechas (super. e infer.)
LSPV/LIPV: Venas pulmonares izquierdas (super. e infer.)
LA: Aurícula izquierda; LAA: Orejuela izquierda
MV: Válvula Mitral

Instalación

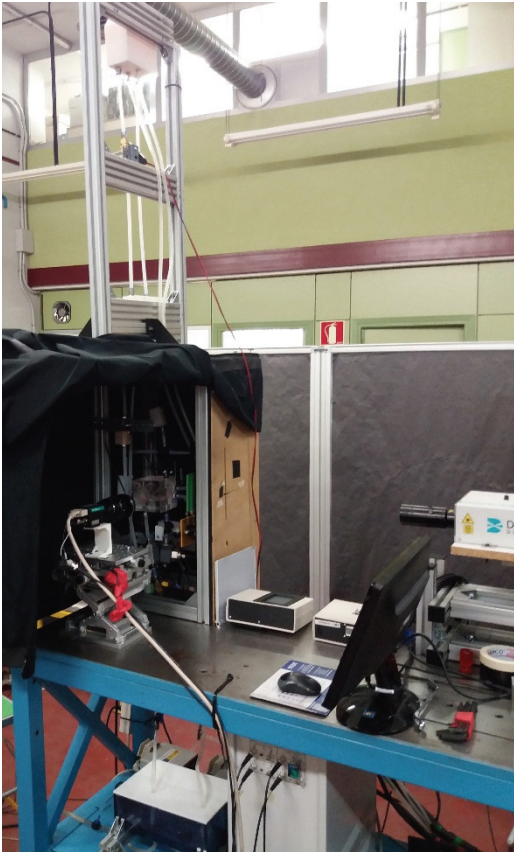


Figura 2: Instalación experimental

El fluido utilizado se introduce en el circuito hidráulico a través del depósito de nivel constante. El fluido descenderá por la rama pulmonar hasta que se divide en las cuatro venas pulmonares, que desembocan en la aurícula izquierda del modelo.

Como el flujo en la orejuela depende de la fase del ciclo cardíaco en la que se encuentre, el patrón de flujo será diferente en la diástole (600 ms de duración) y en la sístole (400 ms de duración).

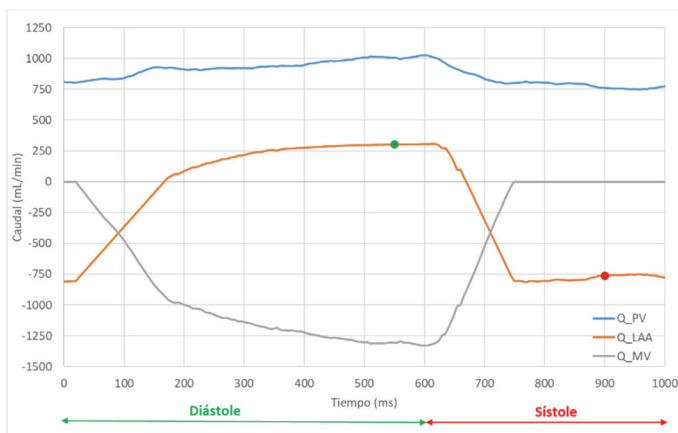


Figura 3: Ciclo para el estudio del flujo en la orejuela

- Diástole:

Durante esta fase la válvula mitral estará abierta y se produce una descarga de flujo hacia el ventrículo izquierdo. La configuración del circuito es tal que el fluido procedente de las venas pulmonares y de la orejuela saldrá por la salida de la válvula mitral.

- Sístole:

En la sístole la válvula mitral permanece cerrada. El fluido que entra al modelo por las venas pulmonares saldrá por la orejuela para simular la recirculación de fluido producida en la orejuela durante esta etapa.

Resultados

En la Figura 4 se muestran los resultados obtenidos para los instantes de tiempo indicados en los puntos de la Figura 3: 550 ms (en verde) y 900 ms (en rojo).

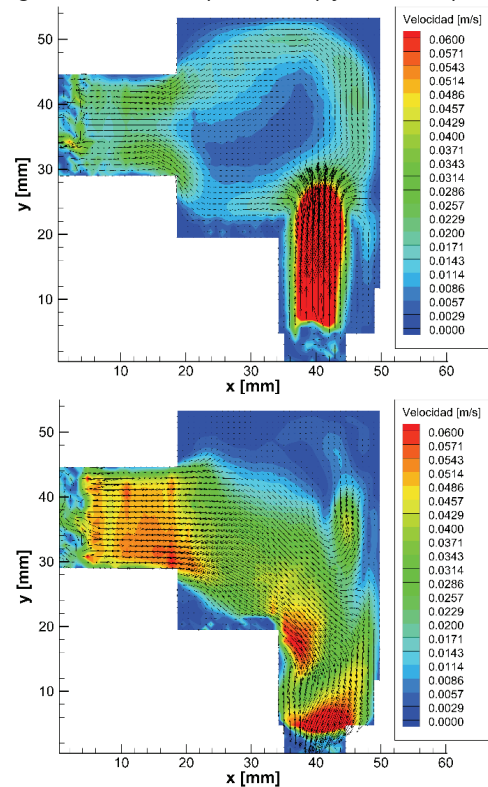


Figura 4: Campo de velocidades en la orejuela izquierda en los instantes 550 ms (arriba) y 900 ms (abajo)

En el instante 550 ms del ciclo el fluido entra en la orejuela desde el extremo inferior, donde se alcanzan velocidades más altas, para dirigirse hacia la aurícula izquierda a través del ostium (diástole). En cambio, a los 900 ms, el fluido entra en la orejuela a través del ostium y sale por la parte inferior derecha (sístole).

Agradecimientos

Los autores agradecen la financiación del Ministerio de Ciencia, Innovación y Universidades mediante el proyecto DPI2017-83911-R y a la Junta de Castilla y León por el proyecto VA081G18 de Apoyo a GIR.

Referencias

- [1] Beigel R. *et al.*, JACC Cardiovasc. Imaging. 7:1251-1265, 2014
- [2] Soldevila J. *et al.*, Revista Esp. Cardiol. Supl.13:9-13, 2013
- [3] Al-Saady *et al.*, Heart. 82, 547-555, 1999
- [4] Chung B. *et al.*, 2014. Ann. Biomed. Eng. 43:122-138, 2014
- [5] García J. *et al.*, J. Biomech. 54:64-72, 2017
- [6] Buchmann N.A. *et al.*, Experiments in Fluids. 50:1131-1151, 2011
- [7] Olivares A.L., *et al.*, Hear., Springer, pp. 412-420, 2017
- [8] Fyrenius A, *et al.*, Heart. 86:448-455, 2001

Estudio *in vitro* de mineralización de osteoblastos en dispositivos de microfluídica

Alamán P.¹, Nasello G.¹, Pérez M.A.¹, García J.M.¹

¹ Multiscale in Mechanical and Biological Engineering (M2BE), Zaragoza, angeles@unizar.es

Introducción

La remodelación ósea es un proceso dinámico, requerido para el mantenimiento de la arquitectura del esqueleto. Se conoce que este proceso responde a estímulos mecánicos y, su éxito, es resultado de un equilibrio entre reabsorción y formación de hueso¹. La remodelación está orquestada principalmente por dos tipos de células: osteoclastos, responsables de la reabsorción de hueso; y osteoblastos, encargados de la formación, que finalmente diferencian a osteocitos². Estos osteocitos actúan de mecanosensores del tejido óseo, detectando las características del microambiente y señalizando a osteoblastos y osteoclastos para la remodelación. De esta manera, las propiedades del hueso se mantienen constantes³.

Los sustitutos óseos todavía no tienen un gran éxito reemplazando las características biológicas del hueso. Por ello, se necesita un conocimiento más profundo sobre el comportamiento a nivel celular. Para ello, se va a realizar una experimentación *in vitro* en dispositivos microfluídicos con el principal objetivo de estudiar la mineralización de los osteoblastos. De esta manera se puede detectar la creación de hueso y estudiar los estímulos que lo favorecen.

Material y métodos

Los estudios *in vitro* han demostrado ser potentes herramientas en el estudio de la mecanobiología celular. Una de las técnicas recientes más utilizadas en este campo de investigación es la microfluídica, una técnica que permite trabajar en escala submilimétrica⁴.

La reducción en la escala de trabajo permite un gran ahorro en reactivos, volumen de trabajo, residuos y, sobre todo, en el número de células necesarias. Igualmente, conlleva un mayor control en las condiciones del experimento (temperatura, pH...). Además, es posible realizar cultivos en largos periodos de tiempo y monitorizar ciertos parámetros⁴.

A su vez, se ha extendido el uso de los hidrogeles de colágeno como scaffold natural para cultivos celulares. Estas matrices colagenosas proporcionan un ambiente tridimensional apropiado para la adhesión, migración, proliferación y diferenciación de osteoblastos⁵.

Para alcanzar el objetivo previamente indicado se han cultivado osteoblastos humanos (PromoCell, nº catálogo C-12720) embebidos en hidrogeles de colágeno (tipo I) dentro de dispositivos de microfluídica de tres canales. Estos dispositivos se han fabricado siguiendo un protocolo adaptado de C. del Amo et al. (Integrative Biology, 9:339-349, 2017). En la figura 1 se muestra un esquema del interior del dispositivo, así como una perspectiva de su tamaño.

El hidrogel fabricado contiene una concentración de 250.000 células/ml en 16 dispositivos como el mostrado en la figura 1 A. Se ha mantenido el cultivo durante 30 días y se ha estudiado la transformación de los osteoblastos mediante diferentes técnicas: estudio de la morfología celular mediante microscopía, estudio del fenotipo mediante tinciones inmunológicas (detección de los compuestos BSP-2 y DMP-1 segregados por las células) y cuantificación de una enzima característica de las primeras etapas mediante ensayo colorimétrico: fosfatasa alcalina (ALP).

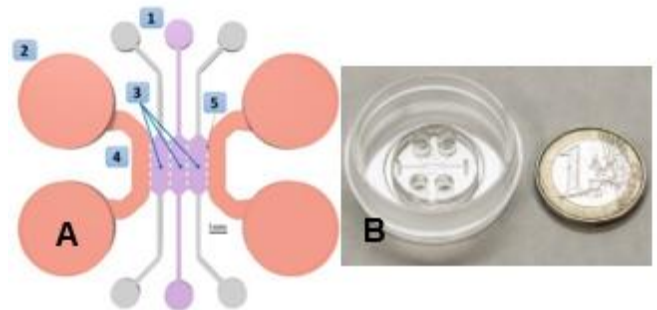


Figura 1 Geometría interna del dispositivo. 1: entrada del gel, 2: entrada del medio de cultivo, 3: canales donde se introduce el gel, 4: canales del medio, 5: micropilares que mantienen el gel adherido al material. B: Comparación del tamaño del microdispositivo.

La cuantificación de la enzima ALP se realiza gracias a una medición de absorbancia de las muestras obtenidas del medio de cultivo y el kit SIGMAFAST p-NPP (Sigma Aldrich). Se utiliza el compuesto p-nitrofenil fosfato (pNPP) como sustrato de la enzima y ALP de mucosa intestinal bovina (Sigma Aldrich) como estándar. Para estandarizar la actividad de la enzima, es necesario cuantificar la cantidad de ADN. De esta manera se obtienen unidades enzimáticas por nanogramo de ADN. Para lograrlo se desarrolló un procedimiento basado en la degradación del hidrogel mediante el uso de una disolución de colagenasa.

Dentro del tiempo de experimentación, se establecieron 4 puntos temporales: 3, 7, 14 y 21 días de cultivo. Cada uno de esos días se extrajo el medio de cultivo para analizar su contenido de la enzima ALP en tres dispositivos. Además, se llevó a cabo la extracción del gel y la lisis de las células habitantes para cuantificar el material genético. En paralelo, se realizaron imágenes de microscopía cada 3 días a los dispositivos restantes con el objetivo de realizar el seguimiento dendrítico. Finalmente, los 4 dispositivos restantes tras concluir los puntos temporales, se utilizaron para una tinción inmunológica. Dicha tinción se ha realizado con: DAPI (núcleo celular), faloidina (citoesqueleto), Calceína (deposición de Calcio) y anticuerpos específicos de BSP-2 y DMP-1.

Resultados y discusión

Con el paso del tiempo, se aprecian cambios en la morfología celular dando paso a una configuración más dendrítica (figura 2 A); clásico en osteocitos³. Por otro lado, también se fueron descubriendo uniones célula-célula dentro de la matriz colagenosa (figura 2 B); lo que implicaría un comienzo de formación de red de osteocitos *in vitro*.

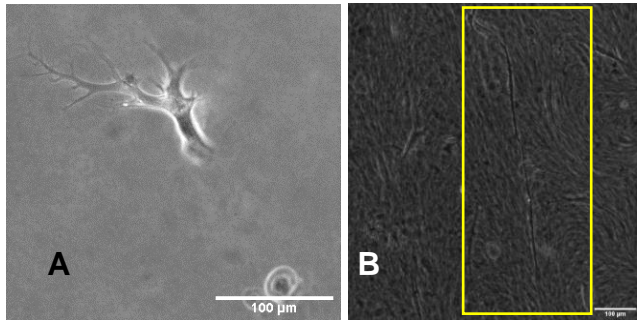


Figura 2 A: Osteoblasto tridimensional en el gel de colágeno con configuración dendrítica. B: Conexión célula-célula.

Para el desarrollo de este trabajo se ha desarrollado un protocolo innovador para la extracción del material genético de las células mediante la degradación de la matriz de colágeno. De esta manera, tras un determinado número de días de cultivo se puede vaciar el contenido del dispositivo para estudiar el ADN presente (pasando de la figura 3 A → figura 3 B).

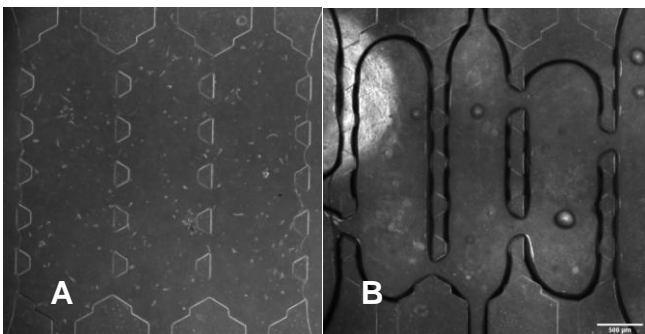


Figura 3 A: Dispositivo de tres canales sembrado con el hidrogel de colágeno con células embebidas. B: Dispositivo de tres canales tras la extracción del hidrogel de colágeno.

Es posible cuantificar la enzima ALP segregada por las células. Por ello, se ha comprobado que los osteoblastos tienen comportamiento osteogénico dentro de los dispositivos de microfluídica³. En trabajos previos realizados con línea celular modificada de ratón (MC3D3), se ha obtenido una gran reducción de ALP con el tiempo^{6,7}. No obstante, los resultados obtenidos aquí con células primarias humanas sugieren que es necesario ampliar el tiempo de experimentación para apreciar diferencias significativas en la actividad enzimática. Por ello, en posteriores experimentos se estudiará la actividad enzimática en tiempos más largos con una mayor población celular.

Por otro lado, futuros trabajos asociados a esta investigación van a estudiar el efecto de incluir cargas mecánicas en el cultivo, así como la respuesta celular tras el contacto con un biomaterial.

Agradecimientos

Los autores agradecen la financiación a la Diputación General de Aragón (Grupo T50_17R), al MINECO (DPI2017-84780-C2-1-R), y al proyecto CURABONE (Marie Skłodowska-Curie n°722535).

Referencias

1. Burr, D. B., Robling, A. G. & Turner, C. H. Effects of biomechanical stress on bones in animals. *Bone* **30**, 781–786 (2002).
2. Dallas, S. L. & Bonewald, L. F. Dynamics of the transition from osteoblast to osteocyte. *Ann. N. Y. Acad. Sci.* **1192**, 437–443 (2010).
3. Franz-Odenaal, T. A., Hall, B. K. & Witten, P. E. Buried alive: How osteoblasts become osteocytes. *Dev. Dyn.* **235**, 176–190 (2006).
4. Polacheck, W. J., Li, R., Uzel, S. G. M. & Kamm, R. D. Microfluidic platforms for mechanobiology. *Lab Chip* **13**, 2252–2267 (2013).
5. Buxton, P. G. *et al.* Dense collagen matrix accelerates osteogenic differentiation and rescues the apoptotic response to MMP inhibition. *Bone* **43**, 377–385 (2008).
6. Mullen, C. A., Haugh, M. G., Schaffler, M. B., Majeska, R. J. & McNamara, L. M. Osteocyte differentiation is regulated by extracellular matrix stiffness and intercellular separation. *J. Mech. Behav. Biomed. Mater.* **28**, 183–194 (2013).
7. McGarrigle, M. J., Mullen, C. A., Haugh, M. G., Voisin, M. C. & McNamara, L. M. Osteocyte differentiation and the formation of an interconnected cellular network *in vitro*. *Eur. Cells Mater.* **31**, 323–340 (2016).

Modelado mecanobiológico del crecimiento de placa de ateroma en arteria carótida

P. Hernández ¹, M. Cilla ^{1,2}, M.A. Martínez ^{1,3}, E. Peña ^{1,3}

¹ Instituto de Investigación en Ingeniería de Aragón (I3A), España, phernand@unizar.es

² Centro Universitario de la Defensa (CUD), España

³ Centro de Investigación Biomédica en Red en Bioingeniería, Biomateriales y Nanomedicina (CIBER-BBN), España

Introducción

Actualmente, las enfermedades cardiovasculares son la primera causa de mortalidad en los países desarrollados. Una gran parte es debida a consecuencias derivadas de la aterosclerosis, la cual es un proceso en el que se forman placas de ateroma en la capa íntima de la pared arterial como resultado de la introducción y acumulación de macromoléculas (como LDL) en la misma, con las consecuentes reacciones celulares en ella. Los factores mecánicos que pueden iniciar las lesiones ateroscleróticas han sido ampliamente estudiados por distintos autores. Adicionalmente, varios estudios han determinado que uno de los principales factores causantes de la formación de placas de ateroma es la tensión tangencial del flujo sanguíneo con la pared arterial (Wall Shear Stress, WSS), ya que han comprobado que niveles bajos de tensión tangencial son determinantes en la aparición de lesión en el endotelio, con el correspondiente aumento de la permeabilidad del mismo.

Material y métodos

Se propone un modelo matemático capaz de reproducir los principales procesos y características de la formación de placa de ateroma, centrado, por tanto, en el inicio de ella y no en su ruptura. El modelo se ha desarrollado empleando el software Comsol Multiphysics. Se emplean las ecuaciones de Navier-Stokes para la resolución del flujo sanguíneo y la Ley de Darcy para el flujo de plasma a lo largo de la pared arterial. Adicionalmente, se emplean ecuaciones de convección-difusión-reacción (1) para las diferentes poblaciones celulares que intervienen en el proceso y, finalmente, las ecuaciones de Kedem-Katchalsky para el flujo de sustancias a través de la membrana permeable presente en el modelo (el endotelio)¹.

$$\frac{\delta C_i}{\delta t} + \nabla \cdot (-D_i \nabla C_i) + \mathbf{v} \cdot \nabla C_i = \mathfrak{R}_i \quad (1)$$

El flujo a través de la pared arterial se realiza mediante la aplicación del modelo de los tres poros². Las poblaciones celulares y sustancias consideradas en el modelo son LDL, LDL oxidado, monocitos, macrófagos, citoquinas, células espumosas, células musculares (contráctiles y sintéticas) y fibras de colágeno¹. El crecimiento de placa se realiza mediante la aplicación de la ecuación (2)¹.

$$\nabla \cdot \mathbf{v} = \frac{\delta C_{F,w}}{\delta t} \cdot Vol_{foam\ cell} + \frac{\delta \Delta C_{SS,w}}{\delta t} \cdot Vol_{SSMC} + \frac{\delta C_{G,w}}{\delta t} \cdot \frac{1}{\rho_G} \quad (2)$$

El modelo se ha aplicado a geometrías de pacientes específicos, en concreto en arteria carótida, en la cual se había limpiado la zona de la placa para validar los resultados mediante la comparación de las geometrías obtenidas con el modelo y las originales del paciente.

Resultados y discusión

Los resultados obtenidos muestran que la placa se localiza en zonas de tensión tangencial baja del modelo considerado. En dichas zonas se aprecia un aumento de la concentración de las sustancias responsables del crecimiento de la placa de ateroma. Adicionalmente, se ha desarrollado un módulo que permite visualizar el crecimiento de la pared debido a la presencia de placa. En la figura siguiente, se aprecian las zonas en las cuales la tensión tangencial del flujo sanguíneo con la pared arterial es baja y, por tanto, aquellas zonas en las que aparecerá la placa.

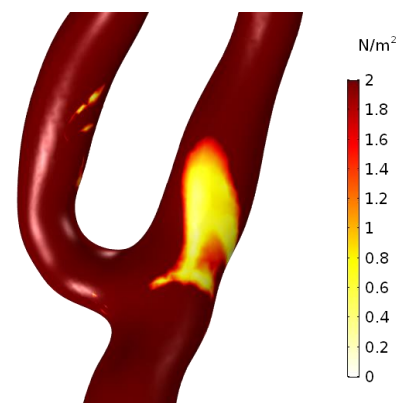


Figura 1: Zonas de tensión tangencial baja presentes en el modelo

En las figuras siguientes se muestran resultados del crecimiento de placa mediante cortes realizados a la pared arterial en la zona de tensión tangencial baja.

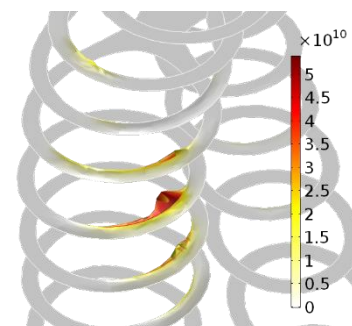


Figura 2. Crecimiento de placa y concentración de células espumosas en la pared arterial después de 512 días

Como se puede apreciar, existe presencia de células espumosas en las zonas de tensión tangencial baja, mientras que en el resto de la geometría, la concentración de células espumosas es nula. A continuación, se incluyen figuras con las concentraciones de células musculares sintéticas y colágeno, las cuales son las otras sustancias que influyen en el crecimiento de la placa.

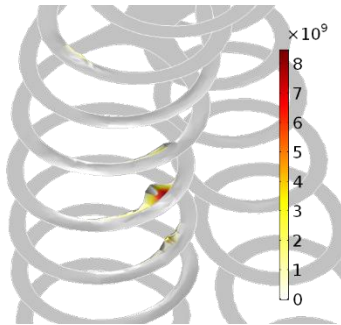


Figura 3. Crecimiento de placa y concentración de células musculares sintéticas en la pared arterial después de 512 días

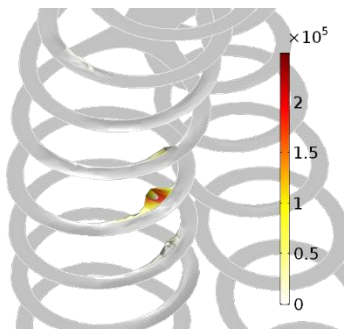


Figura 4. Crecimiento de placa y cantidad de colágeno en la pared arterial después de 512 días

Como se puede apreciar, las zonas en las cuales aparecen las células musculares contráctiles y el colágeno son las mismas que en el caso de las células espumosas y, nuevamente, coinciden con las áreas de tensión tangencial baja.

En esta zona con presencia de las tres sustancias comentadas (que son las que contribuyen al crecimiento de la placa) puede observarse una deformación de la pared arterial (lograda con el módulo de crecimiento) que representa la formación de la placa.

Para finalizar, en la figura siguiente se comprueba que, efectivamente, en las zonas de crecimiento de placa, existe una reducción de la concentración de células musculares contráctiles debida al cambio de fenotipo de las mismas.

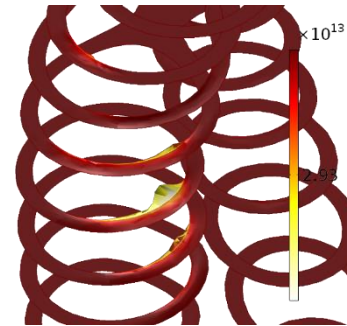


Figura 5. Crecimiento de placa y concentración de células musculares contráctiles en la pared arterial después de 512 días

Conclusión

Se ha desarrollado un modelo computacional capaz de reproducir el crecimiento de placas de ateroma en geometrías reales de pacientes específicos, en el cual el crecimiento de la placa está relacionado con la hemodinámica del flujo sanguíneo. Se está trabajando en la corrección de algunas limitaciones del presente modelo, pero ya puede ser considerado un gran paso en el proceso de comprensión de la formación de placas de ateroma.

Agradecimientos

Gracias por su contribución al Ministerio de Economía y Competitividad de España a través de los proyectos de investigación DPI2016-76630-C2-1-R y a la beca BES-2017-080239

Referencias

- [1] M. Cilla, E. Peña, and M. A. Martínez. Mathematical modelling of atheroma plaque formation and development in coronary arteries. *J. R. Soc. Interface* 11:201308661, 2014.
- [2] U. Olgac, V. Kurtcuoglu, and D. Poulikakos. Computational modeling of coupled blood-wall mass transport of LDL: effects of local wall shear stress. *Am. J. Physiol. Heart Circ. Physiol.* 294(2):909–919, 2008.