

Diseño y prototipado de una plantilla sensorizada para la monitorización de la pisada

Maldonado-Muñoz, P.I.^a, Garcia-Haro, J.M.^{a,*}, Simon, M.A.^a, Velasco-Fernandez, A-I.^a, Bernardos, E.^a

^aHigher Politechnic School, Universidad Francisco de Vitoria, Ctra. Pozuelo-Majadahonda Km 1,800, 28223 Pozuelo de Alarcón (Madrid), España.

To cite this article: Maldonado-Muñoz, P.I., Garcia-Haro, J.M., Simon, M.A., Velasco-Fernandez, A-I., Bernardos, E. 2023. Design and prototyping of a sensorized insole for footprint monitoring. XLIV Jornadas de Automática, 622-626 <https://doi.org/10.17979/spudc.9788497498609.622>

Resumen

En el presente artículo se expone el diseño y prototipado de una plantilla sensorizada para la monitorización de la pisada, cuya información y tratamiento a posterior puede tener una relevancia para la detección de posibles patologías o seguimiento de regímenes o terapias. Todos los datos extraídos a través de esta plantilla del pie serán procesados en tiempo real, a través del uso de sensores piezoresistivos de fuerza y la integración de una unidad de medición inercial. Además, todos estos datos van a ser almacenados para su posterior análisis y estudio, del cual se podría explorar su potencial uso y contribución en otras tecnologías asistidas (AT), así como otros usos fuera de este ámbito.

Palabras clave: Plantilla, Ortesis, Pie, Caminata, Terapia, Patología.

Paper Title in English, Bold Style

Abstract

This article presents the design and prototyping of a sensorised insole for monitoring the footprint, whose information and subsequent processing may be relevant for detecting possible pathologies or monitoring regimes or therapies. All the data extracted through this foot insole will be processed in real-time, through the use of piezoresistive force sensors and the integration of an inertial measurement unit. Furthermore, all these data will be stored for further analysis and study, which could explore their potential use and contribution to other assistive technologies (AT) and other services outside this field.

Keywords: Insole, Orthotics, Foot, Gait, Therapy, Pathology.

1. Introducción

En los últimos años, los avances tecnológicos han permitido el desarrollo de una gran variedad de nuevas soluciones para todos los ámbitos de la vida de las personas, tecnologías que pueden llegar a ayudar a 2500 millones de personas que hay en el mundo necesitadas de por lo menos un producto de asistencia. De hecho, para 2050 se estima que habrá más de 3500 millones de personas necesitadas de estos (Sharkawy and Dastan, 2021).

Muchas de estas propuestas se enfocan en la detección de problemas médicos, enfermedades o patologías, de manera que sean diagnosticables con una mayor precisión y facilidad. Este enfoque de la tecnología hacia la salud y el beneficio que surge

para con las personas está permitiendo una mejora en la calidad de vida de estas, de tal manera que se está convirtiendo en una gran herramienta de ayuda para el sector médico (Glowinski et al., 2020).

Es por esto por lo que, en los últimos años, se ha generado este campo de colaboración y avance multidisciplinario que está revolucionando cada vez más la forma en que se abordan distintos desafíos médicos y de salud. Han surgido o se están potenciando campos como la imagen médica, la telemedicina, la biomecánica, la robótica médica y la bioingeniería, que tienen el objetivo común de mejorar el diagnóstico, el tratamiento y la calidad de vida de las personas (Ochoa, 2013)(Viladot Voegeli, 2000)(Ojeda et al., 2017)(Maynou et al.,

*Autor para correspondencia: juanmiguel.garcia@ufv.es
Attribution-NonCommercial-ShareAlike 4.0 International (CC BY-NC-SA 4.0)

2010)(Hidalgo et al., 2014).

Del mismo modo, esta clase de tecnologías se usan también en el ámbito deportivo, pues los deportistas de élite tienden a estar sometidos a mayores cargas y esfuerzos musculares, siendo aún más necesario el seguimiento de su salud articular y muscular, siendo el uso de la tecnología una herramienta invaluable para optimizar el rendimiento, prevenir lesiones y mejorar la recuperación de los atletas (Mantilla, 2019).

Uno de los ejemplos de este tipo de tecnologías, son las usadas en los estudios biomecánicos de la marcha. Estas son esenciales para el diagnóstico de patologías relacionadas con el andar, así como sus efectos sobre el cuerpo (Queen et al., 2009). La evolución de esta tecnología como solución portátil de análisis constante de las distribuciones de presión plantar y otros datos, constituye una nueva tecnología en este sector de análisis biomecánico: las plantillas sensorizadas. Mediante su uso, se puede monitorizar la pisada del usuario de manera constante y en cualquier lugar. Esto puede ser de gran utilidad a la hora de ver la progresión o cambios de la pisada del paciente sin necesidad de continuos estudios en clínicas especializadas.

En el presente artículo se expondrá el desarrollo del prototipo de una plantilla sensorizada, dividido en tres capítulos: el primero dedicado al diseño y fabricación de la plantilla, el segundo a la sensorización y parte electrónica de la misma y, finalmente, se destinará el tercero al procesamiento de los datos recogidos. Por último, se ocupará un último capítulo para la exposición de conclusiones y resultados, así como las líneas futuras.

2. Diseño de la Plantilla

Para unas mediciones más precisas y reales, se ha diseñado la plantilla en la que irán los sensores a medida del pie, de manera que la forma de esta sea distinta para cada usuario. Con una plantilla personalizada se pueden obtener datos ajustados a cada persona, pues, mediante el correcto estudio de cada pisada y fabricación, la localización de los sensores es exacta a los puntos de presión, siendo además más cómoda para el usuario.

2.1. Estudio de las ubicaciones de los sensores

En primer lugar, se ha de escoger las ubicaciones en las que es más conveniente medir las presiones, siendo esenciales los puntos del trípede plantar, que son aquellos puntos donde se distribuye la mayoría del peso. Además, se tomaron en los tres arcos que estos puntos forman, siendo de mayor importancia para la distribución los arcos transversal y longitudinal externo, pero también tomando en cuenta el arco longitudinal interno para las medidas en pronación. Por último, se añade un sensor la zona media del pie para posibles diagnósticos y mediciones por pie plano (Camarena and Villegas, 2010). En la Figuras 1 y 3 se muestra la ubicación de los doce sensores de presión.

2.2. Definición de la plantilla - Modelo CAD

Para poder tener un modelo 3D de la plantilla, el primer paso que realiza es tomar un molde del pie del usuario con espuma fenólica, de modo que, con una mezcla líquida de yeso cerámico, se obtiene el positivo (Benhamú et al., 2004). Para poder diseñar la plantilla en base al molde, se escanea este mediante el uso del escaner "Eiscan pro 2x". (Muñoz et al.,

2010). A continuación, se suaviza el archivo y se exporta en formato STL ASCII. De esta manera, se obtiene un modelo digital tridimensional del pie del usuario.

A continuación, para el diseño de la propia plantilla, es decir, el negativo, se hace uso de la plataforma Gensole, software dedicado a este mismo fin, que permite el ajuste de la plantilla al sólido importado.

Tras la exportación del modelo, se procede a un postprocesador o modificación mediante el uso de SolidWorks para la implementación física de los sensores y la IMU (Unidad de Medida Inercial). Para ello, se divide la plantilla en dos capas: la inferior y la superior, como se muestra en la Figura 1.

En la capa inferior se extruyen cavidades cuadradas de 1.4 x 1.4 x 1.2 cm en los puntos previamente designados para los sensores y, para obtener mediciones más precisas, se insertan láminas de metacrilato de la misma medida. Estas actuarán como transmisor de las fuerzas hacia los sensores, presionando el sensor por ambas caras y distribuyéndola por toda el área de medición. Puesto que las conexiones de los sensores de fuerza son muy finas (< 1mm) y flexibles, salen fácilmente por el lateral de cada hueco. Todo el cableado es sacado por el lateral externo de la plantilla para su conexión.

Por otro lado, en la capa superior se extruye un corte para la IMU en el soporte del arco plantar, dejando también espacio para la salida de los cables a través de este.

Por último, para poder unir y separar ambas capas, se recurre al machihembrado de cilindros de 6mm de diámetro en 5 puntos de la plantilla.

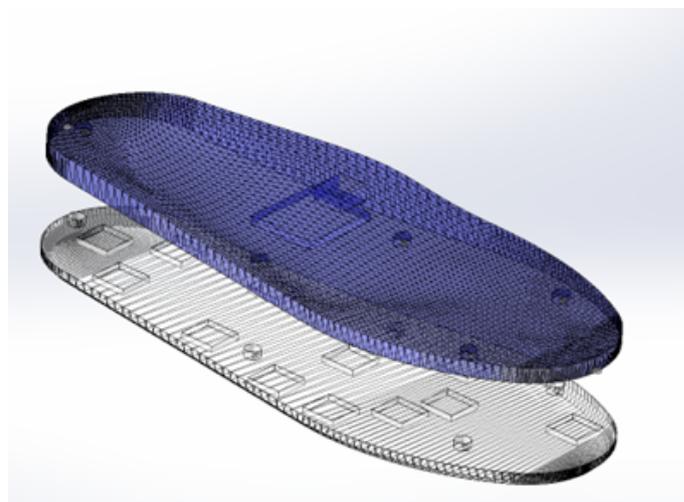


Figure 1: Versión final CAD de las dos capas de la plantilla del pie, con el vaciado preciso para la integración a posterior de los sensores.

Para la fabricación del prototipo se recurre al uso de la tecnología de impresión 3D (Golovin et al., 2018), concretamente se hace uso de filamento FilaFlex. Éste es un filamento elástico TPU (poliuretano termoplástico) y se ha elegido principalmente por sus propiedades elásticas (llegando a alcanzar hasta un 650% de estiramiento hasta la rotura). Esto le confiere una propiedad muy relevante por la comodidad para el usuario y la posibilidad de transmitir las fuerzas.

3. Sensorización de la plantilla

El objetivo principal de la sensorización consiste en la obtención de sencillos, pero relevantes datos de la pisada del usuario, que nos permitan extraer la máxima información posible mediante su tratamiento. De este modo, con el mero uso de unos cuantos sensores, podemos diagnosticar patologías, ver la evolución de la pisada a lo largo de distintos regímenes, terapias o tratamientos, siendo al mismo tiempo un sistema sencillo y fácil de implementar.

Para ello, se han utilizado 12 sensores de fuerza piezoresistivos (Areny, 2004), concretamente los sensores FlexiForce A201, y la IMU BNO055, poseedora de acelerómetro, giroscopio y sensor geomagnético. La recolección de los datos es hecha mediante el uso de un Arduino Micro y el tratamiento de éstos se lleva a cabo en la plataforma MatLab.

3.1. Lecturas de presión

Para la implementación de la sensorización, en primer lugar, se ha escogido como microcontrolador la Arduino Micro debido a su versatilidad, su gran compatibilidad con distintos tipos de sensores y comunicaciones, así como su gran variedad de productos y accesibilidad. Pero sobre todo, la característica principal que decidió su elección fue la disponibilidad de doce entradas analógicas. Y para la electrónica de instrumentación, se ha elegido un simple divisor de tensión, al cual se le ha añadido un filtro paso-bajo para eliminar parte del posible ruido de los sensores piezoresistivos.

El máximo voltaje que Arduino puede ofrecer son tanto 3,3V como 5V, por lo que hay un gran rango de elección de voltaje de entrada, que puede variarse en función de la sensibilidad requerida, aumentando esta con mayores voltajes de entrada, y por lo tanto disminuyendo la máxima fuerza medida. Sin embargo, esto se puede suplir con la disminución de la resistencia de referencia, manteniendo así una mayor escala para la recolección de los datos, pero corrigiendo la disminución de sensibilidad y, por lo tanto, pudiendo medir mayores pesos.

En la Figura 2, se muestra un primer ensayo de mediciones de tres sensores, distribuidos equidistantes en la plantilla. En este ensayo se reproduce una caminata para comprobar la activación de los tres sensores progresivamente uno detrás de otro. Durante estos ensayos también se pudo comprobar el rango de presiones, pudiendo recoger lecturas con un peso de hasta 60kg.

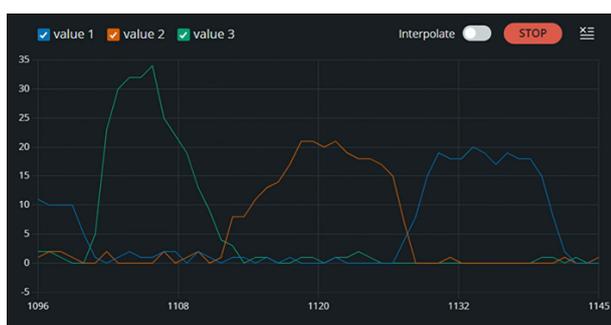


Figure 2: Análisis de la electrónica de instrumentación de los sensores de presión a través del microcontrolador.

3.2. Lecturas Inerciales

La IMU escogida transmite los datos a través de comunicación I2C, por lo que hace más fácil conectar al Arduino. Además, no requiere ningún tipo de implementación adicional al circuito, aunque, sí que requiere calibración manual antes de su uso (calibración del sensor geomagnético a través de movimientos circulares y reposo del sensor en sus posiciones paralelas a los ejes). Gracias a ella, podemos obtener desde ángulos de rotación o de euler, aceleraciones angulares y lineales, lecturas geomagnéticas, velocidades angulares, temperatura, y hasta presión atmosférica y altitud. Para el posterior tratamiento de los datos obtenidos por los sensores (tanto de los piezoresistivos como el inercial), es necesario su almacenamiento en un medio de común uso, facilitando así el acceso. Para ello, se ha escogido el módulo microSD para Arduino “DFRobot: Fermion: MicroSD Card Module for Arduino”, debido a su sencillez y su fácil implementación con dicho microcontrolador. También, se hace uso de una tarjeta microSD de 16GB.

4. Procesamiento de los datos

La conexión entre MatLab y Arduino IDE se realiza por medio del puerto serial, por lo que, para tratar los datos recogidos por los sensores, puesto que son enviados al software a través de un único puerto, se han de enviar en un orden predefinido, esto es, en un formato en el cual el número de bits asociados a cada variable sea siempre el mismo. Para poder lograr esto, se ha de sincronizar el envío y recogida de datos a través del puerto serial, de manera que esto siempre sea en un mismo orden.

Debido a la dificultad de escribirlos directamente en variables, para que MatLab guarde cada dato en la variable correspondiente independientemente del orden de la medida, cada dato es guardado como una cadena de caracteres, de tal manera que, si es de orden menor que la longitud definida en el *string*, este se rellena con ceros a la izquierda. De este modo, en el *script* de MatLab se programa la lectura del número de bits correspondiente a cada *string* previamente definido, desglosando los datos recibidos en la lectura y, además, manteniendo el valor numérico. Una vez en sus variables designadas, los datos de la iteración están listos para su uso.

4.1. Mapa de presiones

Para lograr una representación visual de los datos recolectados por los sensores de presión, se escogió realizar un mapa en MatLab con las correspondientes distribuciones, de manera que se puedan diferenciar fácilmente las zonas que se someten a mayores y menores esfuerzos.

Para poder llevar esto a cabo, es necesario saber las posiciones relativas de cada sensor con respecto del resto. Para ello, se había de definir un espacio R^2 en el que las posiciones de cada sensor puedan ser fijas independientemente su posición absoluta. De este modo, se analizó la distribución esperada de los sensores a lo largo de la plantilla, plasmándola en un eje de coordenadas de manera que se puedan definir las posiciones como puntos y representarlos en una matriz 12×3 a la que llamamos C .

$$C = (x, y, z) = \begin{pmatrix} x_1 & y_1 & 0 \\ x_2 & y_2 & 0 \\ \dots & \dots & \dots \\ x_{12} & y_{12} & 0 \end{pmatrix} \quad (1)$$

Para la visualización del mapa de presiones, se creó una *mesh* para el mallado del espacio de representación, de modo que, al interpolar los valores de presión en sus correspondientes posiciones a lo largo de esta, la representación fuera más fiel a la realidad. Se escogió una gráfica de tipo “*pcolor*”, de manera que en la Figura 3 se grafica como un mapa de calor.

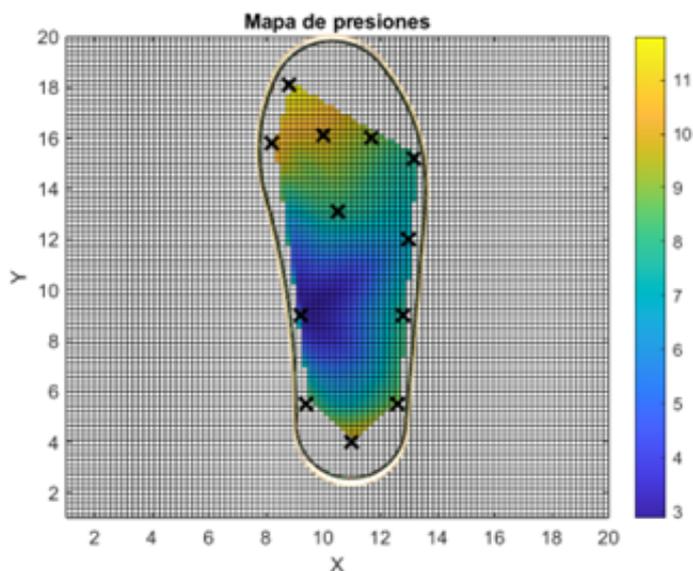


Figure 3: Mapa de presiones de experimento en estático. Las “X” representan la ubicación de los sensores a lo largo de la plantilla, donde además se aprecia el contorno de esta para mayor contexto.

4.2. Centro de presiones

Adicionalmente junto a este mapa, se puede calcular y representar el centro de presiones o centro de masas del pie aislado.

$$x_{cp} = \frac{\sum_{i=1}^{12} p_i * x_i}{P}; y_{cp} = \frac{\sum_{i=1}^{12} p_i * y_i}{P} \quad (2)$$

$$\text{Donde } P = \sum_{i=1}^{12} p_i \quad (3)$$

De hecho, con la lectura de ángulos de la IMU, es posible representar dicho el centro, pero teniendo en cuenta la desviación producida durante la fase de la caminata. Estos es necesario pues durante este movimiento dinámico el pie se va reorientando. Como podemos ver en la Figura 4, se muestra a través de un círculo rojo el emplazamiento de dicho centro de masas.

Para tomar en cuenta las orientaciones que pueda adoptar el pie durante la caminata, se calcula la matriz de rotación correspondiente y se aplica a las coordenadas.

$$R = \begin{pmatrix} \cos \psi & \sin \psi & 0 \\ -\sin \psi & \cos \psi & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} * \begin{pmatrix} \cos \phi & 0 & \sin \phi \\ 0 & 1 & 0 \\ -\sin \phi & 0 & \cos \phi \end{pmatrix} * \begin{pmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & \cos \theta & \sin \theta \\ 0 & -\sin \theta & \cos \theta \end{pmatrix} \quad (4)$$

Donde ψ , ϕ y θ , son los ángulos de rotación con respecto a los ejes x, y, z.

$$C_R = R * C = \begin{pmatrix} x_{r1} & y_{r1} & 0 \\ x_{r2} & y_{r2} & 0 \\ \dots & \dots & \dots \\ x_{r12} & y_{r12} & 0 \end{pmatrix} \quad (5)$$

Al final, se obtiene la matriz C_R la cual representa la posición de los sensores piezoresistivos real, de la cual las dos primera columnas representan dicha posición en el plano XY. Dichos vectores, al volver aplicar la operación del cálculo del centro de presiones o centro de masa del pie, se obtiene los valores reales x_{cpreal} y y_{cpreal} .

$$x_{cpreal} = \frac{\sum_{i=1}^{12} p_i * x_{ri}}{P}; y_{cpreal} = \frac{\sum_{i=1}^{12} p_i * y_{ri}}{P} \quad (6)$$

4.3. Sistema de evaluación

Para ver el resultado final de las mediciones hechas por el prototipo, se ha procedido a realizar un último experimento de validación. En este, se toman mediciones de la distribución de presiones y la cinemática del pie durante la caminata, de manera que se puedan observar tanto el mapa de presiones, como la posición del centro de presiones en distintas fases de la marcha, buscando que sean diferenciadas con tan solo la observación del mapa generado.

Como se puede observar en la Figura 4, se ven representadas varias fases de la marcha, siendo claramente diferenciables fases como el apoyo inicial o la fase de balanceo.

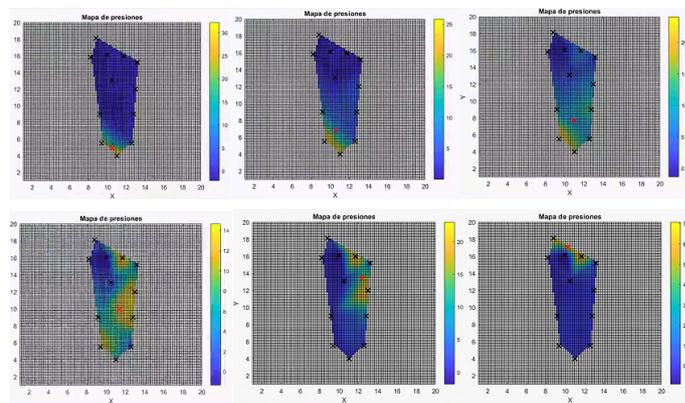


Figure 4: De Izquierda a derecha, de arriba a abajo. Evolución de las distintas fases de la caminata en la validación del sistema prototipado de plantilla sensorizada.

Particularmente para esta prueba, el paciente que ha realizado dicho experimento ha sido diagnosticado con supinación excesiva. Es importante especificar, que este tipo de pruebas conlleva o son necesarias la validación, estudio y apoyo de un profesional médico. Pero en cualquier caso, se puede apreciar al revisar la Figura que, para este paciente durante la fase de caminata, la tendencia del mapa tiene una clara tendencia hacia la zona exterior del pie debido a dicha patología.

5. Conclusiones y líneas futuras

Los resultados obtenidos son tan solo algunas de las posibilidades que ofrecen los datos recogidos por los sensores, los cuales pueden ser usados para obtener mucha más información de la mostrada en este proyecto, lo cual se verá en las líneas futuras planteadas.

La plantilla fabricada se trata de un prototipo funcional capaz de recoger las presiones de 12 puntos distintos repartidos a lo largo de la esta, así como datos inerciales de la marcha. Además, se ha conseguido visualizar toda esta información en un mapa de distribución de presiones a tiempo real, almacenando también estos mismos datos en una tarjeta microSD para su posterior análisis. No solo esto, sino que también se ha logrado hallar y visualizar el centro de presiones, con y sin el uso de los ángulos de posicionamiento del pie recogidos por la IMU.

Para ello, se ha realizado un estudio de la anatomía del pie, así como de la distribución de las fuerzas a lo largo de los distintos arcos plantares, decidiendo una distribución concreta de los sensores para una mayor optimización de las mediciones. La fabricación de la plantilla ha estado basada en la personalización de la misma en base al usuario, consiguiendo así una mayor comodidad para este, así como un mejor ajuste y precisión de los datos recogidos. Lo cual hace que esta plantilla sea democratizable.

Los resultados mostrados en este proyecto son tan solo un pequeño porcentaje de las posibilidades que posee la plantilla, pudiendo usar los datos recolectados para la obtención de velocidades, número de pasos, visualización de presión total en los ciclos de andada, análisis cinemático, evolución del anda a lo largo del día y mucha más información relevante.

Además, si se dispusiera de una plantilla para cada pie, puesto que la IMU escogida posee la capacidad de orientación absoluta, se podrían analizar y diagnosticar problemas de repartición de pesos en el anda, sobreesfuerzo de una de las piernas, distancias recorridas en cada paso, es decir, toda información relacionada con la detección de patologías motrices.

De hecho, mediante el uso de herramientas como la inteligencia artificial y la recolección de datos a lo largo del tiempo, podrían definirse modelos de diagnóstico de todo tipo de patologías, para los usuarios de la plantilla.

Agradecimientos

The research leading to these results has received funding from the REHABEXO project, funded by the University Francisco de Vitoria.

References

- Areny, R. P., 2004. Sensores y acondicionadores de señal. Marcombo. DOI: 978-84-267-1344-5
- Benhamú, S. B., Ubeda, R. G., Martínez-Camuña, L., Munuera-Martínez, P. V., Rodríguez, A. G., 2004. Protocolo de toma de moldes en espuma fenólica: maniobras y aplicativas sobre el pie. *Revista española de podología* 15 (4), 184-194.
- Camarena, C. Á., Villegas, W. P., 2010. Desarrollo y biomecánica del arco plantar. *Orthotips AMOT* 6 (4), 215-222.
- Glowinski, S., Łosiński, K., Kowiański, P., Wańkow, M., Bryndal, A., Grochulska, A., 2020. Inertial sensors as a tool for diagnosing discopathy lumbosacral pathologic gait: A preliminary research. *Diagnostics* 10 (6), 342.
- Golovin, M., Marusin, N., Golubeva, Y. B., 2018. Use of 3d printing in the orthopedic prosthetics industry. *Biomedical Engineering* 52 (2).
- Hidalgo, L. H., Arranz, J. C., Rodríguez, M. R., De La Pena, M. J., Alonso, R. C., Moreno, E. A., de Vega Fernández, V. M., 2014. Disfunción del tendón tibial posterior: ¿qué otras estructuras están implicadas en el desarrollo del pie plano adquirido del adulto? *Radiología* 56 (3), 247-256.
- Mantilla, J. I. A., 2019. Herramientas tecnológicas para el estudio e intervención de la biomecánica en el deporte de alto rendimiento: una mirada desde fisioterapia. *Revista Iberoamericana de Ciencias de la Actividad Física y el Deporte* 8 (3), 67-78.
- Maynou, C., Naudi, S., Staquet, V., Parent, S., Boniface, O., 2010. Pie plano valgo estático del adulto (incluidas las sinostosis congénitas). *EMC-Aparato Locomotor* 43 (2), 1-13.
- Muñoz, M. J. G., Ruiz, A. J. R., Sánchez, R. J. S., Anguita, C. J. O., Hoyas, A. E., Lara, J., 2010. Uso de sistemas basados en escáner 3d para digitalización y estudio del patrimonio arqueológico. *Virtual Archaeology Review* 1 (1), 99-102.
- Ochoa, K., 2013. Aportes de la ingeniería a la salud y la calidad de vida: una revisión. *Revista de Tecnología* 12 (3), 88-98.
- Ojeda, Á. I., Labrada, Y. F., Varona, D. A. F., 2017. Los fundamentos técnicos de las carreras de fondo y medio fondo (revisión). *Olimpia: Publicación científica de la facultad de cultura física de la Universidad de Granma* 14 (42), 109-118.
- Queen, R. M., Abbey, A. N., Chuckpaiwong, B., Nunley, J. A., 2009. Plantar loading comparisons between women with a history of second metatarsal stress fractures and normal controls. *The American journal of sports medicine* 37 (2), 390-395.
- Sharkawy, M. N., Dastan, I., 2021. A scoping review of health economic evaluation in the world health organization eastern mediterranean region. *Expert Review of Pharmacoeconomics & Outcomes Research* 21 (5), 877-884.
- Viladot Voegeli, A., 2000. Lecciones básicas de biomecánica del aparato locomotor. Springer Science & Business Media.