

ISSN 2523-6849

Volumen 3, Número 8 -- Abril -- Junio - 2019

Revista de Fisioterapia y Tecnología Médica



ECORFAN®

Editor en Jefe

IGLESIAS-SUAREZ, Fernando. MsC

Directora Ejecutiva

RAMOS-ESCAMILLA, María. PhD

Director Editorial

PERALTA-CASTRO, Enrique. MsC

Diseñador Web

ESCAMILLA-BOUCHAN, Imelda. PhD

Diagramador Web

LUNA-SOTO, Vladimir. PhD

Asistente Editorial

SORIANO-VELASCO, Jesús. BsC

Traductor

DÍAZ-OCAMPO, Javier. BsC

Filóloga

RAMOS-ARANCIBIA, Alejandra. BsC

Revista de Fisioterapia y Tecnología Médica, Volumen 3, Número 8, de Abril a Junio 2019, es una revista editada trimestralmente por ECORFAN-Taiwán. Taiwan, Taipei. YongHe district, ZhongXin, Street 69. Postcode: 23445. WEB: www.ecorfan.org/taiwan, revista@ecorfan.org. Editor en Jefe: IGLESIAS-SUAREZ, Fernando. MsC. ISSN: 2523-6849. Responsables de la última actualización de este número de la Unidad de Informática ECORFAN. ESCAMILLA-BOUCHÁN Imelda, LUNA-SOTO, Vladimir, actualizado al 30 de Junio 2019.

Las opiniones expresadas por los autores no reflejan necesariamente las opiniones del editor de la publicación.

Queda terminantemente prohibida la reproducción total o parcial de los contenidos e imágenes de la publicación sin permiso del Instituto Nacional de defensa de la competencia y protección de la propiedad intelectual.

Revista de Fisioterapia y Tecnología Médica

Definición del Research Journal

Objetivos Científicos

Apoyar a la Comunidad Científica Internacional en su producción escrita de Ciencia, Tecnología en Innovación en el Área de Medicina y Ciencias de la Salud, en Subdisciplinas de cirugía, ejercicio físico, tratamiento fisioterapéutico, termoterapia, programa de fisiología muscular, ultrasonido, rehabilitación, realidad aumentada, prótesis articulada.

ECORFAN-México S.C es una Empresa Científica y Tecnológica en aporte a la formación del Recurso Humano enfocado a la continuidad en el análisis crítico de Investigación Internacional y está adscrita al RENIECYT de CONACYT con número 1702902, su compromiso es difundir las investigaciones y aportaciones de la Comunidad Científica Internacional, de instituciones académicas, organismos y entidades de los sectores público y privado y contribuir a la vinculación de los investigadores que realizan actividades científicas, desarrollos tecnológicos y de formación de recursos humanos especializados con los gobiernos, empresas y organizaciones sociales.

Alentar la interlocución de la Comunidad Científica Internacional con otros centros de estudio de México y del exterior y promover una amplia incorporación de académicos, especialistas e investigadores a la publicación Seriada en Nichos de Ciencia de Universidades Autónomas - Universidades Públicas Estatales - IES Federales - Universidades Politécnicas - Universidades Tecnológicas - Institutos Tecnológicos Federales - Escuelas Normales - Institutos Tecnológicos Descentralizados - Universidades Interculturales - Consejos de CyT - Centros de Investigación CONACYT.

Alcances, Cobertura y Audiencia

Revista de Fisioterapia y Tecnología Médica es un Research Journal editado por ECORFAN-México S.C en su Holding con repositorio en Taiwan, es una publicación científica arbitrada e indizada con periodicidad trimestral. Admite una amplia gama de contenidos que son evaluados por pares académicos por el método de Doble-Ciego, en torno a temas relacionados con la teoría y práctica de cirugía, ejercicio físico, tratamiento fisioterapéutico, termoterapia, programa de fisiología muscular, ultrasonido, rehabilitación, realidad aumentada, prótesis articulada con enfoques y perspectivas diversos, que contribuyan a la difusión del desarrollo de la Ciencia la Tecnología e Innovación que permitan las argumentaciones relacionadas con la toma de decisiones e incidir en la formulación de las políticas internacionales en el Campo de las Ciencias Medicina y Ciencias de la Salud. El horizonte editorial de ECORFAN-México® se extiende más allá de la academia e integra otros segmentos de investigación y análisis ajenos a ese ámbito, siempre y cuando cumplan con los requisitos de rigor argumentativo y científico, además de abordar temas de interés general y actual de la Sociedad Científica Internacional.

Consejo Editorial

DE LA FUENTE - SALCIDO, Norma Margarita. PhD
Universidad de Guanajuato

PÉREZ - NERI, Iván. PhD
Universidad Nacional Autónoma de México

DIAZ - OVIEDO, Aracely. PhD
University of Nueva York

GARCÍA - REZA, Cleotilde. PhD
Universidad Federal de Rio de Janeiro

MARTINEZ - RIVERA, María Ángeles. PhD
Instituto Politécnico Nacional

SERRA - DAMASCENO, Lisandra. PhD
Fundação Oswaldo Cruz

SOLORZANO - MATA, Carlos Josué. PhD
Université des Sciences et Technologies de Lille

TREVIÑO - TIJERINA, María Concepción . PhD
Centro de Estudios Interdisciplinarios

LERMA - GONZÁLEZ, Claudia. PhD
McGill University

CANTEROS, Cristina Elena. PhD
ANLIS –Argentina

Comité Arbitral

SÁNCHEZ - PALACIO, José Luis. PhD
Universidad Autónoma de Baja California

MORENO - AGUIRRE, Alma Janeth. PhD
Universidad Autónoma del Estado de Morelos

CARRETO - BINAGHI, Laura Elena. PhD
Universidad Nacional Autónoma de México

ALEMÓN - MEDINA, Francisco Radamés. PhD
Instituto Politécnico Nacional

CRUZ, Norma. PhD
Universidad Autónoma de Nuevo León

BOBADILLA - DEL VALLE, Judith Miriam. PhD
Universidad Nacional Autónoma de México

MATTA - RIOS, Vivian Lucrecia. PhD
Universidad Panamericana

TERRAZAS - MERAZ, María Alejandra. PhD
Universidad Autónoma del Estado de Morelos

NOGUEZ - MÉNDEZ, Norma Angélica. PhD
Universidad Nacional Autónoma de México

RAMÍREZ - RODRÍGUEZ, Ana Alejandra. PhD
Instituto Politécnico Nacional

CARRILLO - CERVANTES, Ana Laura. PhD
Universidad Autónoma de Coahuila

Cesión de Derechos

El envío de un Artículo a Revista de Fisioterapia y Tecnología Médica emana el compromiso del autor de no someterlo de manera simultánea a la consideración de otras publicaciones seriadas para ello deberá complementar el Formato de Originalidad para su Artículo.

Los autores firman el Formato de Autorización para que su Artículo se difunda por los medios que ECORFAN-México, S.C. en su Holding Taiwan considere pertinentes para divulgación y difusión de su Artículo cediendo sus Derechos de Obra

Declaración de Autoría

Indicar el Nombre de 1 Autor y 3 Coautores como máximo en la participación del Artículo y señalar en extenso la Afiliación Institucional indicando la Dependencia.

Identificar el Nombre de 1 Autor y 3 Coautores como máximo con el Número de CVU Becario-PNPC o SNI-CONACYT- Indicando el Nivel de Investigador y su Perfil de Google Scholar para verificar su nivel de Citación e índice H.

Identificar el Nombre de 1 Autor y 3 Coautores como máximo en los Perfiles de Ciencia y Tecnología ampliamente aceptados por la Comunidad Científica Internacional ORC ID - Researcher ID Thomson - arXiv Author ID - PubMed Author ID - Open ID respectivamente

Indicar el contacto para correspondencia al Autor (Correo y Teléfono) e indicar al Investigador que contribuye como primer Autor del Artículo.

Detección de Plagio

Todos los Artículos serán testeados por el software de plagio PLAGSCAN si se detecta un nivel de plagio Positivo no se mandara a arbitraje y se rescindirá de la recepción del Artículo notificando a los Autores responsables, reivindicando que el plagio académico está tipificado como delito en el Código Penal.

Proceso de Arbitraje

Todos los Artículos se evaluarán por pares académicos por el método de Doble Ciego, el arbitraje Aprobatorio es un requisito para que el Consejo Editorial tome una decisión final que será inapelable en todos los casos. MARVID® es una Marca de derivada de ECORFAN® especializada en proveer a los expertos evaluadores todos ellos con grado de Doctorado y distinción de Investigadores Internacionales en los respectivos Consejos de Ciencia y Tecnología el homólogo de CONACYT para los capítulos de America-Europa-Asia-Africa y Oceanía. La identificación de la autoría deberá aparecer únicamente en una primera página eliminable, con el objeto de asegurar que el proceso de Arbitraje sea anónimo y cubra las siguientes etapas: Identificación del Research Journal con su tasa de ocupamiento autoral - Identificación del Autores y Coautores- Detección de Plagio PLAGSCAN - Revisión de Formatos de Autorización y Originalidad-Asignación al Consejo Editorial- Asignación del par de Árbitros Expertos-Notificación de Dictamen-Declaratoria de Observaciones al Autor-Cotejo de Artículo Modificado para Edición-Publicación.

Instrucciones para Publicación Científica, Tecnológica y de Innovación

Área del Conocimiento

Los trabajos deberán ser inéditos y referirse a temas de cirugía, ejercicio físico, tratamiento fisioterapéutico, termoterapia, programa de fisiología muscular, ultrasonido, rehabilitación, realidad aumentada, prótesis articulada y a otros temas vinculados a las Ciencias de Medicina y Ciencias de la Salud.

Presentación del Contenido

Como primer artículo presentamos, *Diseño, manufactura y control de una prótesis mecatrónica de extremidad superior*, por ROMERO-RODRÍGUEZ, Gabriel, HUESCA-LAZCANO, Erick Eduardo, FLORES-RAMÍREZ, Óscar y CAMPOS-MUÑOZ, Gustavo Cristobal, con adscripción en la Universidad Politécnica de Amozoc, como siguiente artículo presentamos, *Diseño de prótesis ABS de mano mediante análisis de esfuerzos*, por COFRADIA-GARCIA, Gustavo, VAZQUEZ-CHAVEZ, Alejandro, SAMANO-MUÑOZ, Pablo, MANJARREZ-MENDOZA, Javier, con adscripción en el Instituto Tecnológico Superior de Salvatierra, como siguiente artículo presentamos, *Biomarcadores de estrés oxidativo en saliva de niños con cáncer*, por VARGAS, Luis M., ADAMS, Julio C., LUNA, Juan M., RIVERA, Ana B. y GALLARDO, Juan M., con adscripción en la Escuela Superior de Odontología, UAGro, el Instituto Estatal de Cancerología de Guerrero y la Unidad de Investigación Médica en Enfermedades Nefrológicas, CMN “Sigko XXI”, IMSS, como último artículo presentamos, *Aplicación de Dynamic Tape como coadyuvante en la Displasia de Cadera*, por BADILLO-FUENTES, Gustavo, NAVA-GAMERO NAYELY ROCIO y SUAREZ-MARISCAL, Itati, con adscripción en Fisioclínica Pachuca, CRIH (Centro de Rehabilitación Integral de Hidalgo).

Contenido

Artículo	Página
Diseño, manufactura y control de una prótesis mecatrónica de extremidad superior ROMERO-RODRÍGUEZ, Gabriel, HUESCA-LAZCANO, Erick Eduardo, FLORES-RAMÍREZ, Óscar y CAMPOS-MUÑOZ, Gustavo Cristobal <i>Universidad Politécnica de Amozoc</i>	1-8
Diseño de prótesis ABS de mano mediante análisis de esfuerzos COFRADIA-GARCIA, Gustavo, VAZQUEZ-CHAVEZ, Alejandro, SAMANO-MUÑOZ, Pablo, MANJARREZ-MENDOZA, Javier <i>Instituto Tecnológico Superior de Salvatierra</i>	9-13
Biomarcadores de estres oxidativo en saliva de niños con cancer VARGAS, Luis M., ADAMS, Julio C., LUNA, Juan M., RIVERA, Ana B. y GALLARDO, Juan M. <i>Escuela Superior de Odontología, UAGro</i> <i>Instituto Estatal de Cancerología de Guerrero</i> <i>Unidad de Investigación Médica en Enfermedades Nefrológicas, CMN "Sigko XXI", IMSS</i>	14-17
Aplicación de Dynamic Tape como coadyuvante en la Displasia de Cadera BADILLO-FUENTES, Gustavo, NAVA-GAMERO NAYELY ROCIO y SUAREZ-MARISCAL, Itati <i>Fisioclinica Pachuca, CRIH (Centro de Rehabilitacion Integral de Hidalgo)</i>	18-28

Diseño, manufactura y control de una prótesis mecatrónica de extremidad superior**Design, manufacture and control of a mechatronic upper limb prosthesis**

ROMERO-RODRÍGUEZ, Gabriel†*, HUESCA-LAZCANO, Erick Eduardo, FLORES-RAMÍREZ, Óscar y CAMPOS-MUÑOZ, Gustavo Cristobal

Universidad Politécnica de Amozoc, Ingeniería Automotriz

ID 1^{er} Autor: *Gabriel, Romero-Rodríguez* / ORC ID: 0000-0002-5124-3016, Researcher ID Thomson: Y-2756-2018, CVU CONACYT ID: 299737

ID 1^{er} Coautor: *Erick Eduardo, Huesca-Lazcano* / ORC ID: 0000-0002-0505-8442, Researcher ID Thomson: F-1162-2018, arXiv Author ID: 429567-444L3Z-UIWFRF, Open ID: 357590366000, CVU CONACYT ID: 223342

ID 2^{do} Coautor: *Óscar, Flores-Ramírez* / ORC ID: 0000-0001-9884-9499, Researcher ID Thomson: E-8242-2018, CVU CONACYT ID: 92914

ID 3^{er} Coautor: *Gustavo Cristobal, Campos-Muñoz* / ORC ID: 0000-0003-1600-7103

DOI: 10.35429/JP.2019.8.3.1.8

Recibido 19 de Marzo, 2019; Aceptado 29 Junio, 2019

Resumen

Para el hombre, las manos representan la fuente principal de información táctil sobre su entorno y son el medio idóneo para la manipulación física del mismo. Las amputaciones en miembros superiores resultan en una importante pérdida de funcionalidad en las personas afectadas. Los datos de discapacidad en México, según los censos del INEGI en 2014, muestran una población de 780 mil personas que sufren de algún tipo de amputación, IMSS reportó en 2012 más de 113 mil amputados de extremidad superior. Una prótesis es una extensión artificial que reemplaza una parte faltante del cuerpo. El objetivo del presente trabajo fue devolver, en un porcentaje, la funcionalidad de miembros superiores en pacientes amputados, mediante el diseño, manufactura y control de una prótesis mecatrónica de bajo costo. Lo anterior se logró gracias a que la prótesis de miembro superior se basó en el diseño asistido por computadora donde se verificó la mecánica y dinámica de movimiento, después, con los parámetros de diseño se obtuvo la prótesis tridimensional usando manufactura aditiva. Una unidad de control generó los movimientos de las articulaciones gracias a la conexión de servomotores que se comunicaban con un medio procesador y una batería. El desarrollo de esta tecnología contribuye con la integración de prótesis ligeras y funcionales, con alternativas de control de señal muscular, proporcional a la fuerza y a la velocidad, devolviendo características del movimiento anatómico natural.

Diseño asistido por computadora, Manufactura aditiva, Control automático

Abstract

For the man, the hands represent the main source of tactile information about his surroundings and are the ideal means for the physical manipulation of the same. Amputations in upper limbs result in a significant loss of functionality in affected people. Disability data in Mexico, according to the INEGI censuses in 2014, show a population of 780 thousand people suffering from some type of amputation, IMSS reported in 2012 more than 113 thousand upper limb amputees. A prosthesis is an artificial extension that replaces a missing part of the body. The objective of this work was to return, in a percentage, the functionality of upper limbs in amputee patients, through the design, manufacture and control of a low-cost mechatronic prosthesis. The above was achieved because the upper limb prosthesis was based on the computer-aided design where the mechanics and dynamics of movement were verified, then, with the design parameters, the three-dimensional prosthesis was obtained using additive manufacturing. A control unit generated joint movements thanks to the connection of servomotors that communicated with a processor medium and a battery. The development of this technology contributes to the integration of light and functional prostheses, with muscle signal control alternatives, proportional to strength and speed, returning characteristics of natural anatomical movement.

Computer-aided design, Additive manufacturing, Automatic control

Citación: ROMERO-RODRÍGUEZ, Gabriel, HUESCA-LAZCANO, Erick Eduardo, FLORES-RAMÍREZ, Óscar y CAMPOS-MUÑOZ, Gustavo Cristobal. Diseño, manufactura y control de una prótesis mecatrónica de extremidad superior. Revista de Fisioterapia y Tecnología Médica. 2019. 3-8: 1-8

* Correspondencia del Autor (gabriel.romero@upamozoc.edu.mx)

† Investigador contribuyendo como primer autor.

Introducción

La mano del hombre es considerada la principal herramienta mecánica y sensitiva pues es el principal órgano de manipulación física, gracias a las funciones de movimiento, presión y tacto. Gran parte de los movimientos se atribuyen al dedo pulgar la facilidad de rotar 90°; este dedo es el de mayor funcionalidad y la pérdida del mismo reduce un 40 % la capacidad de funcionalidad de la mano (Ribeiro et al., 2019). Una prótesis de mano tiene como finalidad ayudar a proporcionar algunas funciones, pero jamás reemplazar un miembro faltante del cuerpo del ser humano que se perdió por diferentes situaciones; uno de los objetivos de la construcción de las mismas es mejorar la calidad de vida de los pacientes amputados (Belter et al., 2013).

La fabricación de prótesis de mano se ha venido realizando desde hace mucho tiempo, se tiene como registro que las primeras prótesis de mano fueron desarrolladas hacia el año 2000 a. C. (Dudley and Childress, 1985, Belter et al., 2013) Por el siglo XVI se generaron grandes avances tal fue el caso del francés Ambroise Paré, también en el siglo XX el médico francés Grippoulleau colaboró con el desarrollo de accesorios prostéticos terminales, además Dorrance en 1912 fabricó el Hook, cuyo objetivo era regresar al paciente amputado a la vida laboral (Norton, 2007; Loaiza y Arzola, 2011).

Entre las innovaciones más importantes del diseño de prótesis de miembro superior, se encuentra la del alemán Peter Beil quien diseñó una prótesis con cierre y apertura de los dedos dando origen a las prótesis autopropulsadas. Más tarde Beafort generó un brazo con flexión del codo activado al presionar una palanca contra el tórax, en 1912 Dorrance desarrolló el Hook, que permitía abrir la mano mediante movimientos de la cintura escapular y cerrar por la acción de un tirante de goma; en Alemania se desarrolló el gancho Fischer con características similares (Norton, 2007, Belter et al., 2013; Iliescu et al., 2019). Ahora bien, el origen de las prótesis activadas por los músculos del muñón (límite físico de la extremidad perdida) se da en Alemania, pues Sauerbruch, ideó la conexión entre la musculatura flexora del antebrazo con el mecanismo de la mano artificial, haciendo posible el movimiento de la prótesis debido a la contracción muscular (Dorador-González et al. 2004; Puglisi y Moreno, 2006).

En 1946 se crean sistemas de propulsión asistida con sistemas neumáticos y eléctricos. Las prótesis con mando mioeléctrico comienzan a surgir en 1960 en Rusia (Belter and Dollar, 2011). Por otro lado, los materiales que se han empleado en la generación de prótesis han variado conforme evoluciona la tecnología; en el siglo XIX se empleaban cuero, polímeros naturales y madera, actualmente se emplea una gran diversidad como se muestran en la Tabla 1. En la actualidad, el desarrollo tecnológico ha crecido a pasos agigantados beneficiando los desarrollos de las prótesis (Richard, 2004; Bundhoo, 2009; Silva-Castellanos et al., 2011; Stephens-Fripp et al., 2019).

Sin embargo, esta tecnología no ha llegado a cubrir a la gran mayoría de pacientes amputados, principalmente a los de bajos recursos económicos, ya que las prótesis más sofisticadas representan un gasto económico importante. Los datos de discapacidad en México, según los censos del INEGI en 2014, muestran una población de 780 mil personas que sufren de algún tipo de amputación, IMSS reportó en 2012 más de 113 mil amputados de extremidad superior.

Memoria de forma	Electro-activos Magneto-activos	Fotocromáticos
Aleaciones Polímeros Cerámicos Aleaciones ferromagnéticas	Piezoeléctricos Electro-resistivo Magneto-restrictivos	Fotoactivos Electroluminiscentes Fluorescentes Fosforescentes Cromo-activos Fotocromáticos Termo cromáticos Electro-cromáticos

Tabla 1 Materiales típicos empleados en prótesis

Una alternativa para coadyuvar en la generación de prótesis de bajo costo económico consiste en el diseño digital de la extremidad, con características ajustables a las condiciones de los pacientes, para obtener estructuras físicas de materiales ligeros pero muy resistentes usando manufactura aditiva, además de otorgar a la prótesis, características de movimiento gracias a la inclusión de servomotores y un guante con sensores que permitan realizar control de repetición de movimientos.

Metodología

Para desarrollar la prótesis subactuada propuesta se presentan los pasos que siguió la metodología: 1) Diseñar una extremidad superior (mano) con base en las mediciones realizadas a un grupo de 50 hombres de entre 19 y 21 años de edad. Después modelar en el software de diseño asistido por computadora Solid Works para obtener su representación tridimensional. 2) Los parámetros de dimensionamiento CAD se convierten en líneas de trayectoria (stl) para que las siga una máquina de impresión 3D (Ngan et al., 2019). 3) Una vez obtenido el prototipo, se realiza la conexión de las articulaciones mediante un sistema de cableado e hilos elásticos que van sujetos a sus correspondientes servomotores que realizan los movimientos. 4)

Los servomotores están conectados a un medio controlador el cual sigue las trayectorias medidas en sensores resistivos flexibles los cuales están dispuestos en un guante, el cual fue colocado en un miembro de extremidad superior con la intención de que los movimientos realizados sean captados por los sensores del guante y estos se transmitan a los servomotores que generarán las posiciones adecuadas para la prótesis subactuada (Stephens-Fripp et al., 2019).

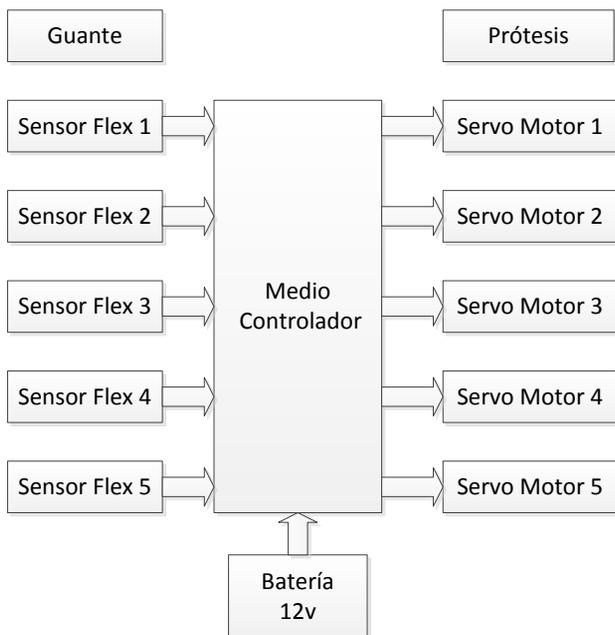


Figura 1 Diagrama a bloques del sistema de sensado, actuación y control

5) Una vez que se instrumentan los sensores resistivos, los valores nominales encontrados en la calibración de cada resistencia se pasan al programa de control de movimiento para que mapee los datos ya sí se generen posiciones angulares en los servomotores que siguen las articulaciones de la prótesis. 6) Los valores de los sensores resistivos se programan en el medio controlador para que se traduzcan en ángulos de movimiento que siguen los servomotores, logrando así la movilidad de la prótesis (Wong et al., 2019). Lo anterior se puede ver en la Figura 1.

Resultados

Diseño CAD

Usando diseño asistido por computadora (Solid Works) y el promedio de mediciones físicas de extremidades superiores, se obtuvo la representación tridimensional de la prótesis (palma de la mano, falanges con sus articulaciones correspondientes), iniciando en el plano de coordenadas “xy” para realizar el croquis en 2D, se usaron herramientas como líneas, rectángulos y círculos para recortar entidades, redondear croquis y hacer simetría de entidades equidistantes.



Figura 2 Diseño de la palma de la mano

Posteriormente se aplicó una operación de extrucción sobre el plano z, en forma positiva (hacia arriba) para obtener el sólido requerido en 3D, es decir con volumen, posteriormente a dicho sólido se le aplicaron operaciones de redondeo, chaflán y cota inteligente para poder obtener las dimensiones (mm) específicas a cada parte de la pieza Figuras 2 y 3. Obtenido el sólido en 3D, se detalló con operaciones como extruir corte, asistente para taladro, revolución de saliente base, corte de revolución, corte barrido y escala. Del diseño se puede observar que las falanges cuentan con terminaciones que le permiten su conexión con otras falanges y con la palma de la mano, además de contar con orificios que le permiten agregar un homólogo de tendón (hilo flexible) para generar los movimientos articulares.

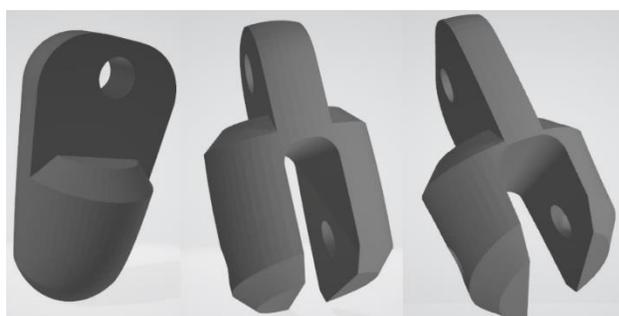


Figura 3 Diseño de la tercera falange y la articulación interfalangiana distal (ipd), segunda falange y la articulación interfalangiana proximal (ipp), primera falange y la articulación metacarpofalangiana (mcp)

La palma de la mano cuenta con una sección transversal que le otorga flexibilidad y beneficia la conducción de los hilos flexibles para evitar la fricción derivada de los movimientos de los servomotores.

Manufactura aditiva

Una vez obtenida la representación tridimensional de la prótesis, los parámetros del archivo digital se transformaron en líneas de trayectoria que siguió la impresora 3D modelo *Dimension Elite* de *Stratasys*, logrando así la obtención del sólido de la prótesis Figura. El material con el cual están configuradas estas piezas es Acrylonitrile Butadiene Styrene (ABS), como referencia, un cm³ de ABS pesa 1.02grs. Las piezas impresas se lavaron en una solución durante cinco horas.



Figura 4 Manufactura aditiva de la prótesis de extremidad superior

Sensor de movimiento

Para controlar los movimientos de la prótesis de extremidad superior se mapearon los movimientos de una mano mediante un guante que se instrumentó con sensores resistivos flexibles (SF). Estos sensores tienen una resistencia nominal de 25K Ω sin flexión física (0°), y llegan hasta 100K Ω en su máxima flexión (90°) como se muestra en la Figura 5.

Ángulo	SF1	SF2	SF3	SF4	SF5
0°	24.8 k Ω	24.1k Ω	24.9k Ω	24.8k Ω	24.8k Ω
22.5°	48.4k Ω	47k Ω	49.3k Ω	48.6k Ω	48.6k Ω
45°	73.2k Ω	71.1k Ω	74.2k Ω	73.4k Ω	73.4k Ω
67.5°	81k Ω	83.5k Ω	84.2k Ω	85.7k Ω	85.7k Ω
90°	98k Ω	96k Ω	99k Ω	98k Ω	98k Ω

Tabla 2 Calibración de los sensores resistivos

Los valores obtenidos de la calibración de cada sensor fueron programados en el medio controlar para seguir las trayectorias adecuadas de movimiento de las articulaciones, donde se ubicaron 4 posiciones básicas en los grados correspondientes, finalmente los sensores se sujetaron en un guante (ver Tabla 2).



Figura 5 Lecturas de la resistencia variable según su curvatura

La instrumentación de los sensores resistivos se ilustra en la Figura 6, donde, para cada movimiento de las articulaciones de los dedos se asignó un sensor, el cual fue sobrepuesto en un guante, dentro del cual se introduce la mano, y al realizar los movimientos, los sensores envían sus correspondientes valores al medio controlador, éste a los servomotores que otorgan el movimiento a la prótesis.

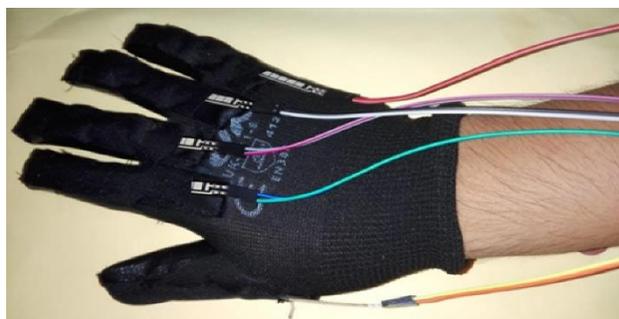


Figura 6 Guante sensorial resistivo para control de movimiento

Circuito electrónico

La prótesis de extremidad superior está conformado por diversos instrumentos electrónicos (ver Tabla 3), en la Figura 7 se muestra el diagrama de la interacción general de los dispositivos electrónicos: el medio controlador se alimenta de una fuente externa que suministra la energía, los sensores resistivos se conectan a las entradas analógicas del medio controlador, dichos sensores envían los parámetros al medio controlador quién tiene asignado un algoritmo de control que envía las señales por medio de las salidas digitales para que las unidades de generación de movimiento de cada articulación se acoplen al cuerpo físico de la prótesis y repitan la dinámica del guante.

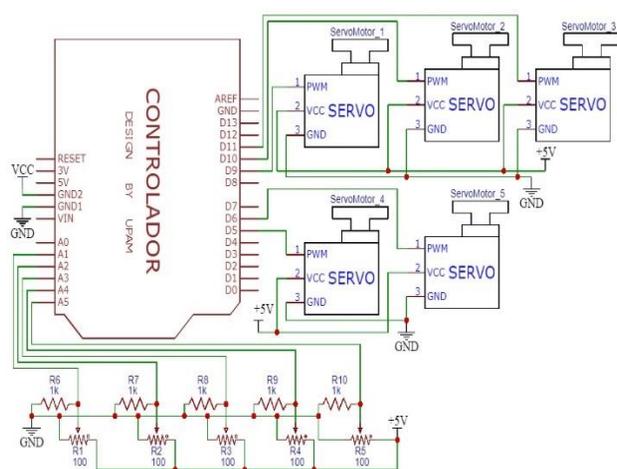


Figura 7 Diagrama esquemático de conexión de los dispositivos electrónicos

Variable	Instrumento	Características
Adquisición de datos	Medio Controlador	-Memoria Flash 256K -SRAM 8K -EEPROM 4K -Velocidad de reloj 16 MHz -Pines Digitales I/O: 13 -Pines Analógicos I/O: 6 -Voltaje: 5V
Movimiento (Dedos)	Servomotor	-Velocidad de Operación (4.8V sin carga): 0.17seg / 60 grados -Velocidad de Operación (6V sin carga): 0.13seg / 60 grados -Torque de parada (4.8V): 13kg/cm -Torque de parada (6.0V): 15kg/cm
Sensor de movimiento (Guante)	Sensor flexible	-Rango de Temperatura: -35°C a +80°C -Resistencia plana: 25K Ohms -Tolerancia de resistencia: ± 30% -Rango de resistencia a la flexión: 25K a 100K Ohms (dependiendo del radio de curvatura) -Capacidad de potencia: 0.50 Watts continuos.

Tabla 3 Características de los componentes electrónicos del control de movimiento de la prótesis

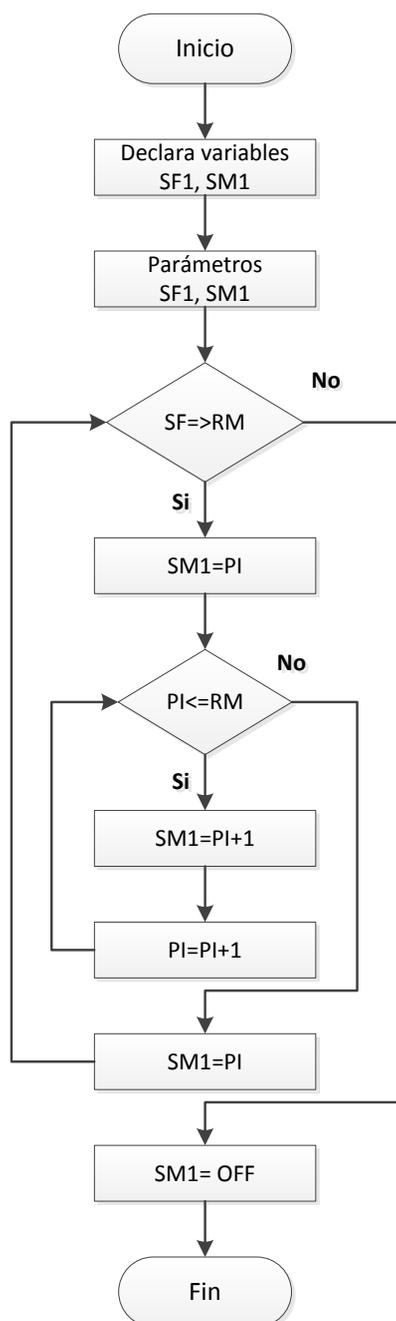


Figura 8 Diagrama de flujo de la función del control movimiento

Control de movimiento

Los pasos lógicos de la programación de una articulación se muestran en el diagrama de flujo principal de la Figura 8, donde se declararon las variables correspondientes a los sensores resistivos flexibles (SF) y las salidas de los servomotores (SM), después, se pasa a la función de comparación de valores resistivos permitidos (RM) y el nominal del sensor (SF) posición, si la condición es válida se activa la salida (SM) hasta que llegue a la posición deseada (PI) y se detiene cuando alcanza dicha posición; este es el principio básico de control de movimiento de cada articulación.

Las trayectorias de las posiciones angulares que siguieron las cinco articulaciones se muestran en la Gráfica 1, donde P_0 equivale a la posición angular 0° o restricción física inferior, la posición P_1 equivale a 22.5° , P_2 a 45° , P_3 a 67.5° y P_4 a 90° como restricción física superior. Se puede observar que los sensores resistivos actúan adecuadamente ya que las posiciones que alcanzan los servomotores no sobreactúan en el sistema.

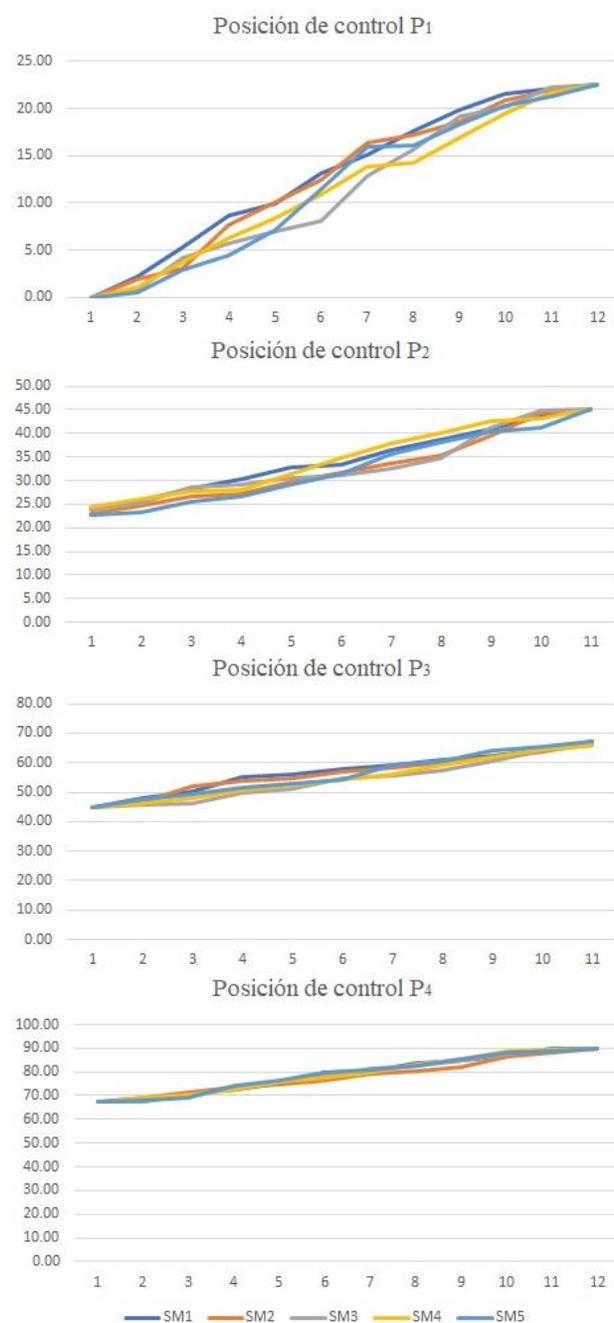


Gráfico 1 Trayectorias del control de movimiento de las cinco articulaciones de la prótesis



Figura 9a Control de movimiento de la prótesis subactuada

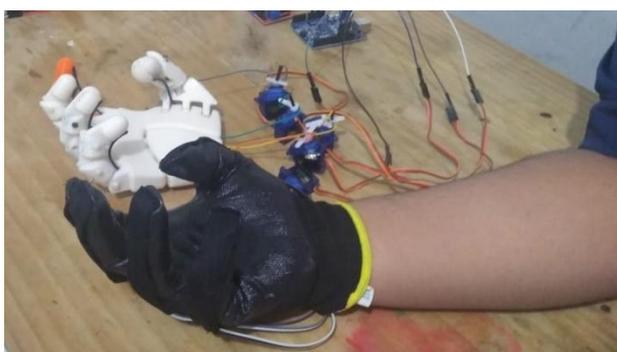


Figura 9b Control de movimiento de la prótesis subactuada

Por otro lado, los movimientos generados en el guante sensor resistivo permitieron alcanzar las posiciones P₁ a P₄ que fueron programadas en el medio controlador.

Conclusiones

Se obtuvo el prototipo de una prótesis de extremidad de miembro superior que cumplió los requerimientos funcionales, estéticos y económicos. Esto representa una alternativa tangible para coadyuvar a los pacientes en devolver la movilidad parcial para reintegrarse a su entorno social y laboral.

La metodología planteada permitió el diseño adecuado y la manufactura de bajo costo económico de la extremidad superior, que bajo una estructura de control básica permitió generar movimientos en las articulaciones, es decir, la prótesis es capaz de cerrar y abrir adecuadamente las articulaciones (con suficiente presión gracias a las características de sus servomotores), mediante un guante que logró mapear los movimientos, traducidos por los sensores en valores resistivos que, al variar, generaron ángulos de posición que siguieron los servomotores.

La prótesis obtenida presenta diversas ventajas como: ser ligera por su material de construcción, fácil de usar gracias al guante sensorial resistivo flexible, detecta y genera cambios de movimiento de forma eficaz.

Mejoras

El diseño de puede ampliar, de forma que se pueda adaptar un codo y un brazo, que le brindarían mayor adaptación al paciente.

Es posible sustituir el guante sensorial por sensores mio-eléctricos, lo que modificará su algoritmo de control.

Se puede instrumentar un acelerómetro para mejorar el sentido de movimiento de las articulaciones.

Referencias

Belter J. T., Segil J., Dollar A. M., and Weir R. F. (2013). The mechanical design and performance specifications of anthropomorphic prosthetic hands. *JRRD*, 50(5), pp. 1–40.

Belter J. T. and Dollar A. M. (2011). Performance characteristics of anthropomorphic prosthetic hands. *Rehabilitation Robotics (ICORR). IEEE International Conference*, pp. 1–7.

Bundhoo V. (2009). Design and evaluation of a shape memory alloy-based tendondriven actuation system for biomimetic artificial fingers. Master of applied science in the Department of Mechanical Engineering, University of Victoria.

Dorador-González J. M., Ríos-Murillo P., Flores-Luna I. and Juárez-Mendoza A. (2004). “Robótica y prótesis inteligentes,” *Revista Digital Universitaria UNAM*, 6(1), pp. 15.

Dudley P., Childress S. (1985). Historical aspects of powered limb prostheses. *Digital Resource Foundation for the Orthotics & Prosthetics Community*, 9(1), 2–13.

Guay M. F. (2012). Analyse cinemato-statique d’un doigt sous-actionné á 3 ddl pour une prothèse de membre supérieur. *Maître es sciences, Université Laval*, pp. 27-89.

INEGI (2014). Clasificación de Tipo de Discapacidad Histórica.

IMSS (2012). Datos de discapacidad en México.

Iliescu, M., Vladareanu, L., Frant, C., Dugășescu, I., Pandelea, M., & Marin, D. (2019). Research on upper limb biomechanical system. *Periodicals of Engineering and Natural Sciences*, 7(1), 267-274.

Loaiza J. L. y Arzola N. (2011). Evolución y tendencias en el desarrollo de prótesis de mano. 169, pp. 191–200.

Ngan, C. G., Kapsa, R. M., & Choong, P. F. (2019). Strategies for neural control of prosthetic limbs: from electrode interfacing to 3D printing. *Materials*, 12(12), 1927.

Norton K. (2007) Un breve recorrido por la historia de la protésica,” in *Motion* 17(7) pp. 1–5.

Puglisi, L. y Moreno, H. (2006). Prótesis Robóticas. *Revista del Departamento de Automática e Informática Industrial*, pp. 1-2.

Ribeiro, J., Mota, F., Cavalcante, T., Nogueira, I., Gondim, V., Albuquerque, V., & Alexandria, A. (2019). Analysis of Man-Machine Interfaces in Upper-Limb Prosthesis: A Review. *Robotics*, 8(1), 16.

Richard P., Weir F. (2004) Design of artificial arms and hands for prosthetic applications. *Standard handbook of biomedical engineering and design*. Chicago, Illinois: Digital Engineering Library McGraw-Hill, Chapter 32.

Silva-Castellanos C. A., Muñoz-Riaño J. E., Garzón-Alvarado D. A., Landínez-Parra N. S., and Silva-Caicedo O. (2011) Diseño mecánico y cosmético de una prótesis parcial de mano. *Revista Cubana de Investigaciones Biomédicas*, 30(1), pp. 15-41.

Stephens-Fripp, B., Jean Walker, M., Goddard, E., & Alici, G. (2019). A survey on what Australians with upper limb difference want in a prosthesis: justification for using soft robotics and additive manufacturing for customized prosthetic hands. *Disability and Rehabilitation: Assistive Technology*, 1-8.

Wong, T. H., Asnaghi, D., & Leung, S. W. W. (2019, July). Mechatronics Enabling Kit for 3D Printed Hand Prosthesis. In *Proceedings of the Design Society: International Conference on Engineering Design* (Vol. 1, No. 1, pp. 769-778). Cambridge University Press.

Diseño de prótesis ABS de mano mediante análisis de esfuerzos**Structural numerical analysis of an ABS material prosthetic hand**

COFRADIA-GARCIA, Gustavo†*, VAZQUEZ-CHAVEZ, Alejandro, SAMANO-MUÑOZ, Pablo, MANJARREZ-MENDOZA, Javier

Instituto Tecnológico Superior de Salvatierra, Calle Manuel Gómez Morín 300, Janicho, 38933 Salvatierra, Gto

ID 1^{er} Autor: *Gustavo, Cofradia-Garcia* / ORC ID: 0000-0003-3774-8592, Researcher ID Thomson: X-2277-2018

ID 1^{er} Coautor: *Alejandro, Vazquez-Chavez* / ORC ID: 0000-0003-1040-5311, Researcher ID Thomson: X-3268-2018

ID 2^{do} Coautor: *Pablo, Samano-Muñoz* / ORC ID: 0000-0001-5110-9231, CVU CONACYT ID: 861652

ID 3^{er} Coautor: *Javier, Manjarrez-Mendoza* / ORC ID: 0000-0001-8539-7147, Researcher ID Thomson: X-2986-2018, CVU CONACYT ID: 453399

DOI: 10.35429/JP.2019.8.3.9.13

Recibido 19 de Marzo, 2019; Aceptado 29 Junio, 2019

Resumen

El presente trabajo muestra el desarrollo de la propuesta para la manufacturación de una prótesis de mano. En su mayoría las aplicaciones de las prótesis se limitan a sujeciones básicas. Actualmente de forma libre existe un sinnúmero de diseños para la elaboración de prótesis para cubrir la funcionalidad desde la mano hasta el brazo casi en su totalidad. Debido al alcance y variedad de diseños es imprescindible hacer algunas validaciones de funcionalidad, resistencia biomecánica, apariencia, etc. El propósito de este artículo será la validación de la resistencia biomecánica de un diseño propuesto para cubrir las funcionalidades de la mano. Se utilizará el MEF (Método de elementos finitos) para sustentar los esfuerzos que se producen en la prótesis. Aquí se cubrirá la validación de una prótesis del nivel de amputación de antebrazo en nivel tercio distal por lo que etapas posteriores se trabajara el control electrónico. Como respaldo se tienen algunos avances y experiencia propios trabajando con la adquisición y filtrado de señales bioeléctricas de los músculos que gobiernan la mano. La contribución que nosotros estamos aportando es la continuidad de trabajos anteriores para el desarrollo de la prótesis por completo, y por otro lado la validación física mecánica de la prótesis a desarrollar.

Manufactura aditiva MA, Protésis, MEF

Abstract

The present work shows the development of the proposal for the manufacture of a hand prosthesis. For the most part, prosthetic applications are limited to just basic holding. Currently there are endless free designs for the preparation of prostheses to cover the functionality from the hand to the arm almost entirely. Due to the scope and variety of designs, it is essential to make some validations of functionality, biomechanical resistance, appearance, etc. In the present work, the purpose will be the validation of the biomechanical resistance of a proposed design to cover the functionalities of the hand. The FEM (Finite Element Method) will be used to support the efforts that occur in the prosthesis. In this work, the validation of a prosthesis of the level of forearm amputation in the distal third level will be covered. To support our work, we have some progress and experience working with the acquisition and filtering of bioelectrical signals of hand. The contribution that we are making is the continuity of previous works for the development of the prosthesis completely, and on the other hand the mechanical physical validation of the prosthesis to be developed.

Additive Manufacturing, Prosthesis, FEM

Citación: COFRADIA-GARCIA, Gustavo, VAZQUEZ-CHAVEZ, Alejandro, SAMANO-MUÑOZ, Pablo, MANJARREZ-MENDOZA, Javier. Diseño de prótesis ABS de mano mediante análisis de esfuerzos. Revista de Fisioterapia y Tecnología Médica. 2019. 3-8: 9-13

† Investigador contribuyendo como primer autor.

Introducción

Desde la antigüedad el hombre ha necesitado de la mano. Anaxágoras decía que gracias a ella el humano se había convertido en la especie dominante de todos los seres vivos, en cambio Aristóteles pensaba que por ser más inteligente el hombre poseía las manos (I, 2007), la mano humana se compone de 27 huesos divididos en tres grupos: el carpo, los metacarpianos y los falanges, se conectan a la muñeca a través de la palma y está dotada de veinte GDL (grados de libertad) accionados por cerca de cuarenta músculos (G.L. Taylor, 1955). Desde un punto de vista práctico la mano es la prolongación del cerebro entendiendo de esta que no solamente realiza actividades básicas como la protección, alimentación y el combate (Manuel & González, 2004).

Según datos reportados por INEGI tan solo en México hay siete millones de personas que tienen algún tipo de discapacidad, de los cuales aproximadamente 700 mil personas no tienen una o más extremidades (INEGI, 2010). A nivel global la cifra aumenta y según la OMS (Organización Mundial de la Salud) hay una gran escasez de trabajadores en el ámbito de la tecnología de asistencia: más del 75% de los países de ingresos bajos carecen de programas de formación en prótesis y ortesis (OMS, 2018), esto representa un área de oportunidad bastante amplia para la investigación.

El desarrollo de prótesis en México afortunadamente viene repuntando en lo que va de los últimos 10 años. Hay empresas y organizaciones trabajando en el ámbito de la rehabilitación mediante el desarrollo de prótesis mediante tecnología de MA.

La impresión 3D o MA es un grupo de tecnologías de fabricación por adición donde un objeto tridimensional es creado mediante la superposición de capas sucesivas de material. Existen al menos tres tipos de tecnología para la MA: FDM (Impresión por deposición fundida), SLA (Estereolitografía) y SLS (Sinterización selectiva por láser). De estas, las últimas dos funcionan por luz UV y láser respectivamente, características que le dan mayor precisión y por lo tanto mayor coste de fabricación. Mientras que el FDM es el más ampliamente utilizado y desarrollado hasta el momento, por lo que se hizo la elección por ser el equipo con que se dispone.

Como ya se mencionó anteriormente, existe un déficit de atención con prótesis a nivel mundial, aunque en México se han venido haciendo desarrollos, aun los avances requieren mejoras y desarrollo. Por lo que es importante hacer experimentación al respecto, tal es el caso de este trabajo. A continuación, principalmente se abordaran algunas consideraciones de diseño y criterios de falla utilizados en la simulación.

Criterios de diseño

Los parámetros importantes de diseño en MA son tipo de material, tamaño de las piezas, tipos de soportes, tamaño o número de capas, tipo de relleno, etc.

Para elegir el material más adecuado se debe tomar en consideración costos, características físicas, apariencia, procesos de fabricación, disponibilidad, funcionalidad, etc.

Entre los materiales predilectos de la MA están el ABS (Acrilonitrilo butadieno estireno), PLA (ácido poliláctico), ver propiedades en apartado 4 anexos. También existen otros para aplicaciones concretas resistentes al calor (HIPS, polímero termoplástico), con buena adherencia al ABS y PLA (PVA, alcohol polivinílico), piezas transparentes (PET, tereftalato de polietileno), etc.

Simulación numérica

La simulación numérica es una herramienta predilecta para la reducción de costos en la experimentación. La aplicación de estos métodos numéricos implica en uso exhaustivo de la capacidad de procesamiento de una computadora, tal en el caso de MEF.

El MEF es un método numérico capaz de resolver sistemas de ingeniería muy complejos, con la ayuda de una computadora, conociendo la física y matemática del problema en sí, se pueden interpretar los resultados arrojados por la computadora. Con MEF se puede diseñar elementos sometidos a esfuerzos estáticos similares a los que está sometida la mano en función de agarre – soporte. Para esta parte se utiliza el criterio de von Mises como indicador de fallo.

Metodología a desarrollar

Criterios de diseño

El ABS en aplicaciones de MA es más adecuado sobre otros materiales cuando se habla de resistencia al calor, rigidez y ductilidad (Bordignon, A. Iglesias, & Hann, 2018). El hecho de que el ABS sea un material dúctil nos da pauta para aplicar algunos criterios de falla en el momento de implementar la simulación numérica.

Por las razones anteriores el ABS se ha elegido como material a considerar en el estudio ya que (Claver & Mar, 2018) menciona en su trabajo que el ABS presenta mejor ductilidad que presenta este material sobre el PLA, y otros materiales. En la Tabla 1 se muestran algunas propiedades del ABS como material para su aplicación en MA.

Propiedades	Valor
Densidad	1024.000 Kg/m ³
Coef. De Exp. Térmica	0.0001 /°C
Conductividad Térmica	0.002 KW/m*°C
Calor específico	0.000 J/kg-C
Módulo de elasticidad	2275.270 Mpa
Coef. De Poisson	0.400
Esfuerzo a la tracción	43.437 MPa
Elongación a la rotura (%)	20%

Tabla 1 Propiedades del ABS como material de construcción en MA

De los 6 tipos de agarre que se presentan en la Figura 1 vamos a tomar el agarre cilíndrico ya que por su funcionalidad, puede abarcar la mayoría de tareas para una persona amputada de dicha extremidad.

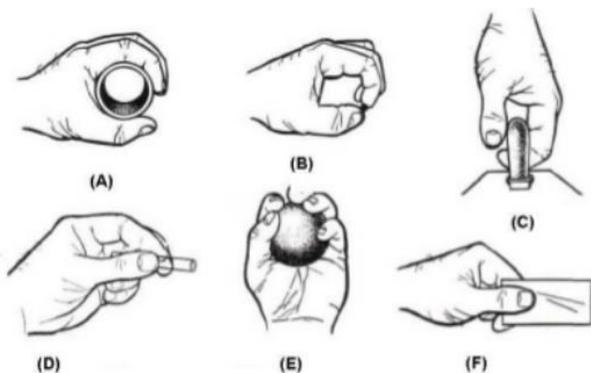


Figura 1 Tipos de agarres prensiles humanos. (A) Cilíndrico, (B) de punta, (C) de gancho, (D) palmar, (E) esférico y (F) lateral. (Quinayás Burgos, 2010)

Como ya se mencionó anteriormente, existe un sinnúmero de modelos libres para la construcción de prótesis con MA. Se seleccionará el modelo a simular de la Figura 2, se eligió este debido a que con él se pueden realizar muchas de las tareas que realiza la mano.



Figura 2 Modelo de mano con agarre cilíndrico a modelar y simular

A continuación se presentará algunas observaciones consideradas para la simulación.

Simulación numérica

En esta primera fase se desarrollaron las piezas de la prótesis en el programa Solid Edge 2019 donde se le asignó a la prótesis un filamento de ABS con las características de la tabla 1 y se procedió a simular las condiciones de esfuerzo a las que puede estar sometida la prótesis en modo de agarre.

Se realizó un análisis con MEF mediante NX Nastran Solver de Solid Edge 2019. Los esfuerzos que se aplicarían para condiciones de apretar un objeto con la mano bajo una carga distribuida de 50N de forma normal a la superficie, hipotéticamente esta fuerza es extremista ya que corresponde a manipular objetos pesados (5 kg) para sujetar. Se tomó la tensión de Von Mises como criterio de falla debido a que la mayoría de los agarres presentan condiciones estructurales estáticas en su mayor parte de funcionalidad y no se someten grandes velocidades.

Resultados

A continuación se abordan los resultados obtenidos tanto de la elección de parámetros de diseño como de la interpretación de los resultados obtenidos con el software.

Criterios de diseño

Debido a que las propiedades mecánicas de los materiales se incrementan aplicando un relleno hexagonal (Farbman & McCoy, 2017) y pequeños grosores de capa (Shubham, Sikidar, & Chand, 2016) en el proceso de MA hacen de la MA una alternativa a ser considerada contra una prótesis manufacturada por inyección. Se debe someter a simulación y de acuerdo al criterio de falla se procederá a la impresión 3D de la prótesis según los resultados sean favorables, en la Figura 3 se observa el modelo a imprimir con las consideraciones de parámetros de MA mencionados.

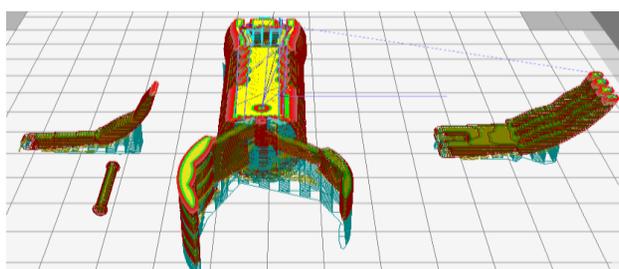


Figura 3 Propuesta de impresión 3D de acuerdo a los criterios establecidos

Simulación numérica

Los resultados que se obtuvieron al considerar el criterio de falla de la tensión de Von Mises indican que los esfuerzos máximos son de 33.6MPa en algunos puntos de la mano, como se observa en la Figura 4.

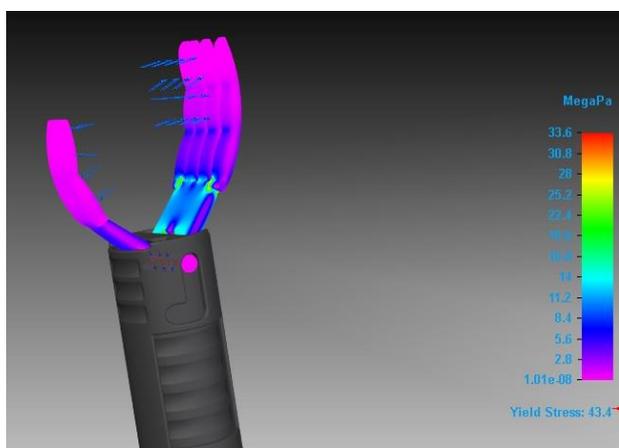


Figura 4 Esfuerzos de tracción en modelo tomando criterio de von Mises

Se aplicaron al menos 4 iteraciones de modificaciones al diseño en las zonas con mayor esfuerzo con la finalidad de mejorar el factor de seguridad.

Debido a que el material ABS soporta esfuerzos de tracción 43.437MPa. Estos resultados nos ayudaron a obtener el factor de seguridad en las zonas de mayor esfuerzo cuyo valor es de 1.29, la Figura 5 muestra dicho valor.



Figura 5 Factor de seguridad aplicando criterio de von Mises

Ahora este modelo analizado está listo para ser impreso en Instituto Tecnológico Superior de Salvatierra donde se lleva a cabo el proceso de la impresión para su posterior instrumentación, adquisición de señales mioeléctricas y control.

Anexos

A continuación se muestran datos comparativos y relevantes de 2 polímeros utilizados ampliamente en la manufactura aditiva.

ABS: es la sigla en inglés del acrilonitrilo butadieno estireno, un termoplástico derivado del petróleo muy común en todo tipo de productos, por ejemplo las piezas LEGO. Sus principales características son:

Resistencia al calor: comienza a fundirse a partir de 190°C. La temperatura de extrusión recomendada es de entre 220 y 250°C. Temperatura de cama: 100°C.

Rigidez: el ABS es resistente y fuerte, Aun así, tiene cierta flexibilidad, lo que permite un buen acabado y lo vuelve apropiado para realizar encastres.

Colores y opacidad: variedad de colores e incluso alternativas transparentes.

Adecuado para: productos o piezas que se someten a altas temperaturas o requieran tratamiento posterior (pintura, lijado pulido, etcétera).

La Tabla 2 muestra las propiedades del PLA y ABS como polímeros de uso en MA.

	ABS	PLA
Formula	$(C_8H_8 \cdot C_4H_6 \cdot C_3H_3N)_n$	$(C_8H_8O_2)_n$
Ecologicament e amigable?	NO	SI
Degradable?	NO	SI
Temperatura derretido	205°C	175°C
Dureza Rockwell	R105 a R110	R70 a R90
Calidad superficial	Fina	Buena
Enfriamiento	Medio	Largo
Absorción de humedad	3% a 5%	Menor
Densidad	1.04 g/cm ³	1.24g/cm ³
Alargamiento a la ruptura	20%	3.8%
Resistencia a tensión	6500psi (45MPa)	8380psi (45MPa)
Resistencia a flexión	11000 psi (76MPa)	8020psi (55MPa)
Módulo de tracción	320000psi (2.21GPa)	478624psi (3.3GPa)
Módulo de flexión	330000psi (2.28GPa)	333586psi (2.3GPa)

Tabla 2 Propiedades mecánicas de polímeros ABS y PLA

Agradecimiento

Agradezco al Instituto Tecnológico Superior de Salvatierra ITESS por haber depositado la confianza para que este proyecto se desarrollara. A la organización del CICA por abrir estos espacios del conocimiento.

Conclusiones

Durante el desarrollo de este trabajo se encontró información valiosa que sienta bases sólidas para la materialización de la prótesis. En este caso los esfuerzos mecánicos presentados que fueron favorables de acuerdo al material ABS seleccionado.

Como potencial mejora, se puede hacer algún cambio de diseño de geometría y selección de material flexible, con su implicación en elevación de costo.

Referencias

Bordignon, F., A. Iglesias, A., & Hann, Á. (2018). *Diseño e impresión de objetos en 3d*. Buenos Aires, Argentina: UNIPE Editorial Universitaria.

Claver, J., & Mar, A. (2018). The Influence of Manufacturing Parameters on the Mechanical Behaviour of PLA and ABS Pieces Manufactured by FDM: A Comparative Analysis. <https://doi.org/10.3390/ma11081333>

Farbman, D., & Mccoy, C. (2017). Materials Testing of 3D Printed ABS and PLA Samples to Guide Mechanical MSEC2016-8668, (July). <https://doi.org/10.1115/MSEC2016-8668>

G.L. Taylor, R. J. S. (1955). The Anatomy and Mechanics of the Human Hand. *Artificial Limbs*, 2, 22–35.

I, R. J. M. G. (2007). La mano , origen , evolución y su papel en la sociedad La main : formation , évolution et rôle dans la société The hand , its origin , evolution and role in society. *Revista Cubana de Ortopedia y Traumatología*, 21(ISSN 0864-215X), 1–5.

INEGI. (2010). Discapacidad en México. Retrieved from <http://cuentame.inegi.org.mx/poblacion/discapacidad.aspx?tema=P>

Manuel, J., & González, D. (2004). *ROBÓTICA Y PRÓTESIS INTELIGENTES*, 1(ISSN: 1067-6079), 1–15.

OMS. (2018). Tecnología de asistencia. Retrieved from <https://www.who.int/es/news-room/fact-sheets/detail/assistive-technology>

Quinayás Burgos, C. A. (2010). *Diseño y construcción de una prótesis robótica de mano funcional adaptada a varios agarres*. Universidad del Cauca.

Shubham, P., Sikidar, A., & Chand, T. (2016). The Influence of Layer Thickness on Mechanical Properties of the 3D Printed ABS Polymer by Fused Deposition Modeling The Influence of Layer Thickness on Mechanical Properties of the 3D Printed ABS Polymer by Fused Deposition Modeling, (August), 1–6. <https://doi.org/10.4028/www.scientific.net/KE M.706.63>

Biomarcadores de estrés oxidativo en saliva de niños con cáncer**Biomarkers of oxidative stress in saliva of children with cancer**

VARGAS, Luis M.^{1†}, ADAMS, Julio C.¹, LUNA, Juan M.¹, RIVERA, Ana B.² y GALLARDO, Juan M.³

¹Escuela Superior de Odontología, UAGro

²Instituto Estatal de Cancerología de Guerrero

³Unidad de Investigación Médica en Enfermedades Nefrológicas, CMN "Siglo XXI", IMSS

ID 1^{er} Autor: Vargas, Luis M.

ID 1^{er} Coautor: Adams, Julio C.

ID 2^{do} Coautor: Luna, Juan M.

ID 3^{er} Coautor: Rivera, Ana B.

ID 4^{to} Coautor: Gallardo, Juan M.

DOI: 10.35429/JP.2019.8.3.14.17

Recibido 19 de Marzo, 2019; Aceptado 29 Junio, 2019

Resumen

Introducción.- La leucemia linfoblástica Aguda (LLA), es el cáncer más común en niños. El estrés oxidativo consiste en un desequilibrio entre las especies oxidantes y los antioxidantes. **Objetivo:** Determinar las concentraciones de antioxidantes y oxidantes en la saliva de niños con LLA y compararlos con los sanos. **Metodología.-** Se analizaron saliva no estimulada de 44 niños con cáncer y de 46 niños aparentemente sanos. **Resultados.-** Las concentraciones el óxido nítrico (ONx) en umol/L fueron 74.4 ± 21.6 vs 111.2 ± 34.5 ($p = 0.031$), para el ácido úrico (AU) fue de 4.7 ± 0.4 vs 2.9 ± 0.4 mg/dL ($p < 0.0001$), la vitamina C no motro cambios entre ambos grupos y finalmente para el flujo salival no estimulado 0.33 ± 0.17 vs 0.30 ± 0.24 mL/min. ($p = 0.14$), para el grupo control vs el grupo con LLA respectivamente. La prueba estadística que se utilizó fue la t de Student. **Conclusión.-** Tanto el ONx como el UA mostraron cambios por lo que pueden ser utilizados como biomarcadores del estado oxidativo sistémico como de la cavidad oral.

Biomarcadores, Estrés Oxidativo, Cáncer, Saliva

Abstract

Introduction.- Acute lymphoblastic leukemia (ALL) is the most common cancer in children. Oxidative stress consists of an imbalance between oxidizing species and antioxidants. **Objective:** To determine the concentrations of antioxidants and oxidants in the saliva of children with ALL and compare them with healthy ones. **Methodology.-** Unstimulated saliva from 44 children with cancer and 46 apparently healthy children were analyzed. **Results. -** The concentrations of nitric oxide (NOx) in umol/L was 74.4 ± 21.6 vs. 111.2 ± 34.5 ($p = 0.031$), for uric acid (AU) it was 4.7 ± 0.4 vs 2.9 ± 0.4 mg/dL ($p < 0.0001$) and finally for the salivary flow in SNE 0.33 ± 0.17 vs 0.30 ± 0.24 mL/min. ($p = 0.14$), for the control group vs. the group with ALL respectively. The statistical test that was used was the Student's t. **Conclusion. -** Both NOx UA showed changes so they can be used as biomarkers of the systemic oxidative state and of the oral cavity.

Biomarkers, Oxidative Stress, Cancer, Saliva

Citación: VARGAS, Luis M., ADAMS, Julio C., LUNA, Juan M., RIVERA, Ana B. y GALLARDO, Juan M. Biomarcadores de estrés oxidativo en saliva de niños con cáncer. Revista de Fisioterapia y Tecnología Médica. 2019. 3-8: 14-17

*Correspondencia al Autor: (luisvargas@uagro.mx)

† Investigador contribuyendo como primer Autor.

Introducción

La leucemia linfoblástica aguda (LLA) es una enfermedad maligna caracterizada por la proliferación clonal anormal de las células progenitoras linfoides, lo que conlleva a falla en la función medular e infiltración local y a distancia de sangre periférica, meninges, hígado, riñones, bazo, testículos y ganglios, entre otros sitios.

El diagnóstico bioquímico de algunos padecimientos casi siempre se hace utilizando líquidos sanguíneos, sin embargo cada vez es más frecuente el empleo de la saliva para detectar alteraciones hormonales, carcinogénicas e inclusive de estrés psicosomático. Es posible que la saliva - además de ser fácil y barata de obtener - sea también útil para analizar otros marcadores bioquímicos, como los biomarcadores de estrés oxidativo. (Kamodyová, et al 2013 y Dalle-Donne 2006)

El cuerpo humano mantiene un balance de óxido-reducción constante, preservando el equilibrio entre la producción de pro-oxidantes que se generan como resultado del metabolismo celular y los sistemas de defensa antioxidantes. La pérdida en este balance de óxido-reducción lleva a un estado de estrés oxidativo y este estado se caracteriza por un aumento en los niveles de radicales de oxígeno y especies no radicales de oxígeno (especies reactivas del oxígeno), que no alcanza a ser compensado por los sistemas de defensa antioxidantes causando daño y muerte celular.

El término especies reactivas del oxígeno se emplea para designar de modo colectivo tanto a los radicales de oxígeno (radical superóxido, hidroxilo,...) como a las especies no radicales (peróxido de hidrógeno, oxígeno singlete y ácido hipocloroso) que se comportan como oxidantes. A su vez, también están implicadas en procesos procancerígenos, incrementando la proliferación e invasión celular, la angiogénesis, la metástasis e inhibiendo la apoptosis. (Hegde N, et al 2011) Es importante conocer los efectos que tiene el estrés oxidativo en nuestro cuerpo, pues más de 250 enfermedades se relacionan con el estrés oxidativo, en sí no es una enfermedad, pero puede causar daño severo a células, tejidos y órganos.

El cáncer y la terapia contra el cáncer, están asociadas con el estrés oxidativo y con desordenes en el balance del sistema antioxidante, esto podría estar implicado en la toxicidad y en los efectos secundarios asociados al tratamiento con agentes antineoplásicos. El papel de los antioxidantes durante la quimioterapia no es conocido y puede interferir con el mecanismo de acción de los agentes terapéuticos y por lo tanto disminuir o aumentar su eficacia.

Las especies reactivas del oxígeno (EROS) juegan un papel proapoptótico al inducir señalización por TRAIL, ya que se produce una acumulación de EROS en células tumorales (tumores hematológicos) tratadas con TRAIL y el tratamiento tumoral con antioxidantes inhibe la apoptosis inducida por esta molécula.

El propósito de este trabajo es conocer las concentraciones salivales de los marcadores de antioxidación y oxidación en los niños sometidos a quimioterapia, con respecto a los niños aparentemente sanos. La información generada contribuirá a la identificación del efecto temprano del uso de medicamentos que con más frecuencia se emplean en la quimioterapia de esta patología.

Pacientes y métodos

Se estudiaron 90 niños; 44 con LLA y 46 aparentemente sanos de 4 a 17 años de edad los pacientes se eligieron al azar y los padres firmaron el consentimiento informado y los niños aceptaron participar. Todos los pacientes fueron captados en la consulta odontológica de la UAO-UAGro y del IECAN en Guerrero "Dr. Arturo Beltrán". El diseño del estudio fue transversal.

A todos los participantes se le tomó una muestra de saliva no estimulada, por exactamente 5 minutos y con ayuno previo de 8 horas y sin aseo bucal entre las 8:00 y 10:00 de la mañana para evitar variaciones circadianas (Dawes C 1972), y respondieron a un cuestionario general y una historia clínica abreviada. La muestra saliva fue centrifugada a 5000 rpm durante 10 min. y el sobrenadante fue conservado a -30°C hasta el momento de la medición de los analitos los cuales se midieron con técnica ya bien establecidas a nivel mundial utilizando un sistema de microplacas y un lector de ELISA.

Las pruebas estadísticas se realizaron utilizando la t-Student y las gráficas se elaboraron con el programa de cómputo Graphpad Prism versión 6.

Resultados

Las concentraciones de la vitamina C no mostraron cambios (Gráfico 1), el Óxido nítrico en $\mu\text{mol/L}$ fue de 74.4 ± 21.6 vs 111.2 ± 34.5 con una $p = 0.03 < 0.05$ (Gráfico 2), para la molécula estable del AU fue de 4.6 ± 0.4 vs 2.9 ± 0.35 mg/dl, con una diferencia estadística de $p < 0.0001$ (Gráfico3) y finalmente para el Flujo Salival en SNE 0.3326 ± 0.1697 vs 0.2997 ± 0.2404 ml/min. ($p = 0.1425 > 0.05$) (Gráfico 4), para el grupo control vs el grupo con LLA respectivamente.

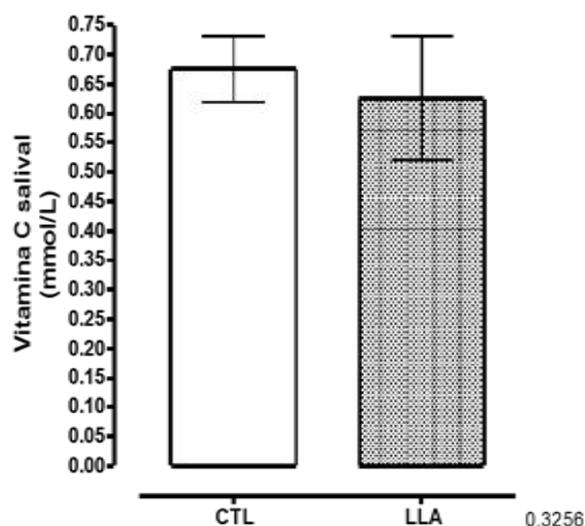


Gráfico 1 Comparación Vitamina C salival

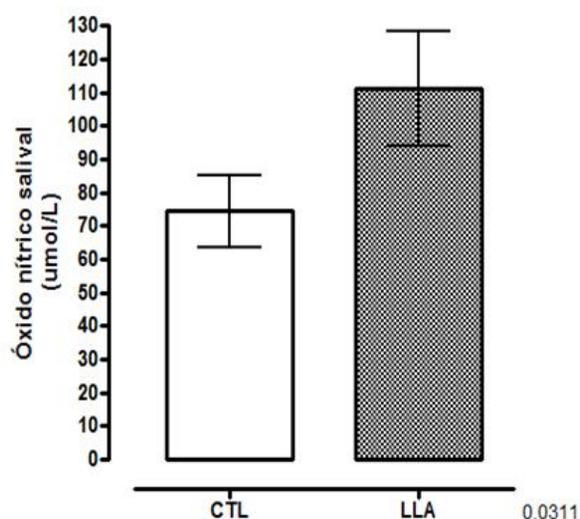


Gráfico 2 Comparación óxido nítrico salival

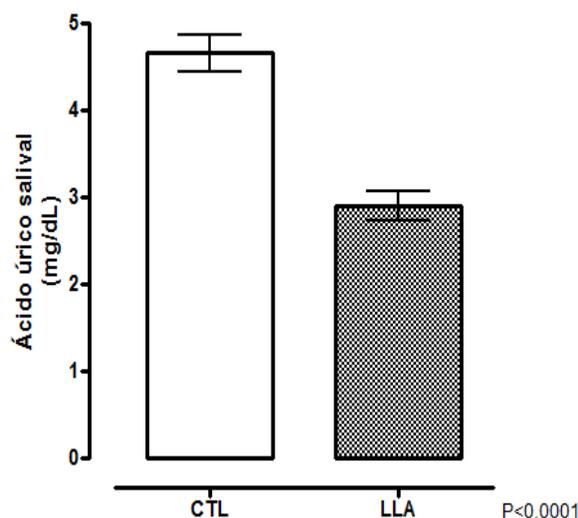


Gráfico 3 Comparación ácido úrico salival

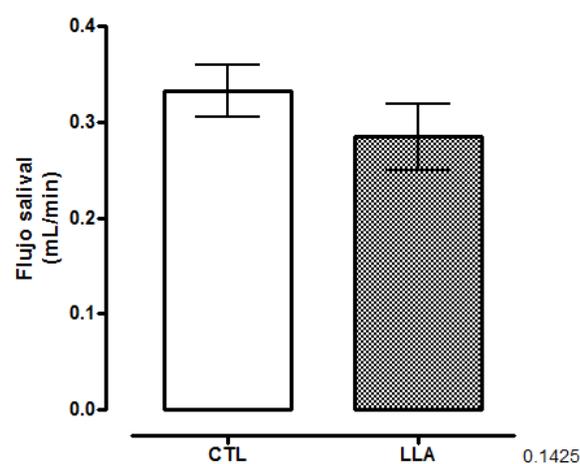


Gráfico 4 Flujo salival

Conclusiones

Explicar Con base en nuestras mediciones nuestros resultados demuestran que los pacientes con LLA se encuentran más afectados en su estado redox en comparación con los sujetos del grupo control.

A pesar de lo anterior el balance global va en favor de la oxidación.

La medición de los biomarcadores relacionados con el estrés oxidativo en las muestras de saliva es un buen indicativo para estudiar los cambios redox en pacientes con leucemia linfoblástica aguda.

Nuestros estudios a futuro incluirán más evaluaciones relacionadas con el estrés oxidativo e incrementar la muestra poblacional. Perspectivas.

Este trabajo sirve de punta de lanza para iniciar un proyecto donde se evalué el estrés oxidativo en pacientes con LLA en diferentes estadios del tratamiento, desde el diagnóstico de la LLA hasta la remisión completa continua.

La posibilidad de tener información suficiente para publicar este estudio en una revista de nivel internacional es muy alta.

Agradecimiento

La realización de este proyecto fue parcialmente financiada por el Fondo de Investigación en Salud del IMSS otorgado a JM Gallardo.

Referencias

Cano González (2017) Regulación múltiple de la función del sistema TRAIL en apoptosis, Centro Andaluz de Biología Molecular y Medicina Regenerativa.

Dalle-Donne I, Rossi R, Colombo R, Giustarini D, Milzani A. (2006). Biomarkers of oxidative damage in human disease, *Clin Chem.* 52, 601-623.

Dawes C. (1972) Circadian rhythms in human salivary flow rate and composition, *J Physiol.* 220, 529-545.

Hegde N, Suchetha-Kumari SN, Hegde MN, Chandra PM, Nireeksha A. (2011). Lipid peroxidation and vitamin C levels in saliva of oral precancerous patients- an In-vitro study. *Res J Pharm Biol Chem Sci.* 2, 11-20).

Kamodyová N, Tóthová L, Celec P. (2013). Salivary markers of oxidative stress and antioxidant status: Influence of external actors. *Disease Markers.* 34, 313-321.

Sahin K, Sahin N, Kucuk O. (2010) Lycopene and chemotherapy toxicity. *Nutr Cancer;* 62: 988-995.

Seified HE, Andreson DE, Sorkin BC, Costello RB (2004). Free Radicals: The pros and cons of antioxidants. *J Nutr;* 134: 3143S-3163S.

Tecles, F., Fuentes-Rubio, M., Tvarijonaviciute, A., Martínez-Subiela, S., Fatjó, J., y Cerón, JJ (2014). Evaluación del estrés asociado con un discurso público oral en estudiantes de veterinaria por biomarcadores salivales. *Revista de educación médica veterinaria,* 41 (1), 37-43.

Aplicación de Dynamic Tape como coadyuvante en la Displasia de Cadera

Application of Dynamic Tape as an adjunct in Hip Dysplasia

BADILLO-FUENTES, Gustavo†*, NAVA-GAMERO NAYELY ROCIO y SUAREZ-MARISCAL, Itati

Fisioclinica Pachuca, CRIH (Centro de Rehabilitación Integral de Hidalgo)

ID 1^{er} Autor: *Gustavo, Badillo-Fuentes* / ORC ID: 0000-0001-5321-9848, Researcher ID Thomson: V-7201-2018, arXiv Author ID: GUSTAVOBADILLO, PubMed Autor ID: gustavobadillo

ID 1^{er} Coautor: *Nayely Rocio, Nava-Gamero* / ORC ID: 0000-0001-5897-0198, arXiv Author ID: NayelyNava

ID 2^{do} Coautor: *Itati, Suarez-Mariscal* / ORC ID: 0000-0002-2943-908X, Researcher ID Thomson: V-8086-2018, arXiv Author ID: ITATISUAREZ, PubMed Autor ID: Itatisuarez

DOI: 10.35429/JP.2019.8.3.18.28

Recibido 19 de Marzo, 2019; Aceptado 29 Junio, 2019

Resumen

Objetivos: Evidenciar cómo influye la aplicación de Dynamic tape como coadyuvante de tratamiento fisioterapéutico en la corrección biomecánica del paciente con displasia de cadera. Metodología: La investigación fue de tipo cuasi Experimental, Longitudinal y Prospectivo. Resultados: Al término de las valoraciones finales detectamos un ligero aumento de la amplitud articular en la flexión de rodilla y en la flexión dorsal de tobillo. Aumento de la fuerza muscular en cuádriceps, los aductores de cadera y el músculo tibial anterior. A la valoración final de la marcha se pudo observar mejoría en el patrón de la misma debido al vendaje Dynamic tape, posibilitando la mejora en la amplitud de movimiento.

Abstract

Objectives: To demonstrate how the application of Dynamic tape as an adjunct to physiotherapeutic treatment influences the biomechanical correction of the patient with hip dysplasia. Methodology: The research was of a quasi-Experimental, Longitudinal and Prospective type. Results: At the end of the final evaluations, we detected a slight increase in joint width in knee flexion and dorsal flexion of the ankle. Increased muscle strength in the quadriceps, hip adductors, and anterior tibial muscle. At the final evaluation of the gait, an improvement in its pattern could be observed due to the Dynamic tape bandage, making it possible to improve the range of motion.

Displasia, Dynamic Tape®, Dismetría

Dysplasia, Dynamic Tape®, Dymetry

Citación: BADILLO-FUENTES, Gustavo, NAVA-GAMERO NAYELY ROCIO y SUAREZ-MARISCAL, Itati. Aplicación de Dynamic Tape como coadyuvante en la Displasia de Cadera. Revista de Fisioterapia y Tecnología Médica. 2019. 3-8: 18-28

* Correspondencia del Autor (gus_chivas_26@hotmail.com)

† Investigador contribuyendo como primer Autor.

Introducción

Se trabajó en un caso clínico que trata de una paciente de 9 años de edad con displasia del desarrollo de cadera, post operada hace un año por luxación de cadera., antes que nada necesitamos saber acerca de la patología mostrada por la paciente, así como etiología de la misma.

La displasia de cadera.

La displasia del desarrollo de cadera (DDC) es un trastorno congénito que produce una alteración en el desarrollo normal de los elementos que constituyen la cadera, de esta manera produciendo alteraciones biomecánicas. El acetábulo se nota hipoplásico, verticalizado, con poca profundidad y deficiente calidad ósea, así como alteración en la anatomía del extremo proximal del fémur cursando con hipoplasia femoral y anomalías en tejidos blandos.

Abarca anomalías que van desde una displasia simple en la que existe inmadurez en el desarrollo de las caderas hasta una luxación, el origen de esta patología es multifactorial. El tratamiento depende de la edad del paciente y de la inestabilidad de la articulación de caderas, a medida de que el niño crece mayor es la complejidad de procedimientos quirúrgicos.

La exploración física temprana en el recién nacido es importante mediante las maniobras de Ortolani y Barlow que se realizan con la abducción y aducción de las caderas para reducir o luxar la cabeza femoral del acetábulo. Al realizar esta maniobra se percibirá un chasquido conforme la cabeza femoral se desplaza sobre el borde posterior del acetábulo y sale de él.

Posteriormente se lleva la cadera suavemente en abducción, empujando el trocánter mayor hacia delante y se percibirá un segundo chasquido, luego se realiza la misma maniobra en la cadera contra-lateral, siendo las pruebas positivas de displasia de cadera al presentarse los chasquidos.

Tipo	Definición
Displasia	El acetábulo puede ser poco profundo o pequeño con disminución de los bordes laterales. Puede ocurrir sola o con cualquier nivel de deformidad o desplazamiento del fémur.
Subluxación	La cabeza femoral se desplaza hasta el borde del acetábulo y se desliza lateralmente.
Luxación	La cabeza femoral se desplaza por completo fuera del acetábulo, pero se puede reducir con presión manual.
Tetralógica	La cabeza femoral se encuentra completamente fuera del acetábulo y no se puede reducir con presión manual.

Tabla 3 Tipos de displasia de cadera en desarrollo durante la lactancia

Cuándo la cadera está luxada, se presenta asimetría de los pliegues cutáneos, signos de Aliss Galeazzi y la prueba de pistón positiva

En el recién nacido la ecografía de la cadera es importante ya que se obtienen imágenes detalladas de la cadera ósea y cartilaginosa del neonato en modo estático y dinámico, se realizará cuando se obtenga un signo de sospecha, a esta edad la radiografía es poco útil debido a que el núcleo de la cabeza femoral no ha aparecido si no que hasta el 2° y 5° mes de vida.

La radiografía simple con proyección AP de pelvis es útil para el seguimiento para niños mayores de tres meses y mediante está se calcula el índice acetabular (siendo normal $<30^\circ$), la localización y el aspecto de la cabeza femoral

La intervención fisioterapéutica es importante, debido al desequilibrio de tono que existe en músculos flexores, extensores, aductores y abductores, dando lugar a una disminución en la amplitud de movimiento, problemas en la sedestación, bipedestación y la marcha, así como posiblemente deformidad ósea, lo que conlleva a una inestabilidad de la cadera.

Para esto necesitamos fortalecer la musculatura afectada y corregir la alteración de la biomecánica del miembro inferior debido al proceso patológico, para así posteriormente continuar con el tratamiento ortopédico necesario.

Las disimetrías pueden ser resultados de una gran variedad de condiciones como los son, los traumatismos, infecciones, displasia del desarrollo de la cadera, enfermedad de Legg-Calvé-Perthes, condropatía conjugal, parálisis cerebral, idiopática, hemihipertrofia, malformaciones, tumores y neurofibromatosis tipo 1.

Dismetría

La disimetría de un miembro es la diferencia de longitud en uno o varios segmentos de una extremidad respecto a la contralateral. Pudiéndose diferenciar en Hipermetría definiéndose como el exceso de longitud o hipometría que es por defecto o acortamiento. Las disimetrías suelen aparecer en el miembro inferior conllevando a la persona que lo padece a trastornos funcionales.

Se realizaron pruebas para detectar estas disimetrías para lograr visualizar el grado de afectación a la que nos presentábamos.

Tras la realización de la prueba de disimetría del miembro inferior se notó que la prueba es positiva, al igual que con la maniobra de Weber Barstow. A la valoración de la fuerza muscular a través de la escala de Daniels, se notó debilidad de la musculatura del miembro inferior izquierdo así mismo una disminución de la amplitud articular en los movimientos de cadera, rodilla y pie al realizar la valoración goniométrica. La paciente a la bipedestación notablemente presenta aducción y rotación interna de cadera izquierda, lo que modifica la biomecánica en la marcha. Así como una puntuación en la escala de Tinetti que determina presencia de riesgo de caídas.

Los casos de displasia del desarrollo de cadera en etapas tardías, ha ido en aumento a pesar de la “Norma oficial mexicana para la prevención y control de los defectos al nacimiento”, se han observado diagnósticos tardíos con discapacidades importantes y secuelas severas por no haberlas tratado oportunamente. Se considera un diagnóstico tardío después de los 18 meses en las que se considera la reducción abierta, tenotomías y osteotomías, tratándose de una cirugía invasiva que da lugar a alteraciones en la anatomía, en la marcha y la función.

Se a llegado a la determinación que un diagnóstico temprano es de importancia para así poder evitar la mayor cantidad de secuelas, la discapacidad y para mejorar en esta etapa la calidad de vida del paciente, ya que los tratamientos son menos complejos y dan mejores resultados. La incidencia a nivel mundial es de 1.5 por mil recién nacidos vivos con subluxación de cadera y en nuestro país oscila de 2 a 6 por mil nacidos vivos y es una de las primeras causas de hospitalización en el área de ortopedia pediátrica a nivel nacional.

Es de importancia tratar a tiempo la displasia del desarrollo de cadera, al no hacerse da lugar a considerarse como displasia persistente del desarrollo de cadera, ya sea por no haberse diagnosticado o por un tratamiento con el cual se dio la impresión de estar resuelta y pasando inadvertida hasta la edad adulta. Pudiéndose producir en el paciente secuelas que limiten sus actividades, debido a que produce alteraciones en la anatomía, que modifica la biomecánica de la articulación produciendo un aumento de la tensión articular, pudiendo llevar a desencadenar una artrosis temprana en la articulación coxofemoral, dolor y claudicación en la marcha.

Biomecánica de cadera

La articulación de cadera tiene movimiento en los tres ejes del espacio por lo que se considera una enartrosis. Permite movimientos de flexo-extensión, abducción-aducción y rotaciones.

Ángulo del cuello del fémur

En el plano frontal el ángulo entre la diáfisis y el cuello del fémur recibe el nombre de ángulo de inclinación / del cuello. , pero puede variar según el somatotipo. El aumento del ángulo del cuello hace que la cabeza femoral se dirija más superiormente al acetábulo (coxa valga).

La coxa valga tiene efectos sobre la articulación coxofemoral, siendo los siguientes:

- Modifica la orientación de la fuerza, de una dirección vertical normal a otra casi paralela a la diáfisis femoral. Este desplazamiento lateral de la fuerza reduce la superficie en carga, pero aumentando la tensión de las superficies articulares que no deberían soportar esas cargas.

- Acorta el brazo de momento de los músculos abductores de cadera debido a la posición en desventaja mecánica, los abductores se contraen con mayor fuerza para estabilizar la pelvis, incrementando la fuerza de reacción articular.
- Aumenta la fuerza general y afecta a otros componentes de la cadena cinética como lo es la rodilla vara.

Si el ángulo del cuello del fémur se reduce, se denomina coxa vara, sus efectos son los siguientes:

- Modifica la orientación de la fuerza de reacción articular. La posición de la fisis femoral más horizontal, aumenta la fuerza de cizalla y la fuerza compresiva medial neta en la metáfisis del cuello del fémur.
- Se prolonga el brazo de momento de los músculos abductores de cadera, que quedan en desventaja mecánica.
- Se reduce la longitud general de la extremidad inferior y afecta otros componentes de la cadena cinética.

Ejes de movimientos

Tiene tres ejes principales de movimiento, que transcurren por el centro de la cabeza del fémur:

- Eje transversal en el cuál se producen los movimientos de flexión y extensión.
- Eje sagital sobre el que se realizan la abducción y la aducción.
- Eje longitudinal en el que se realizan la rotación interna y externa.

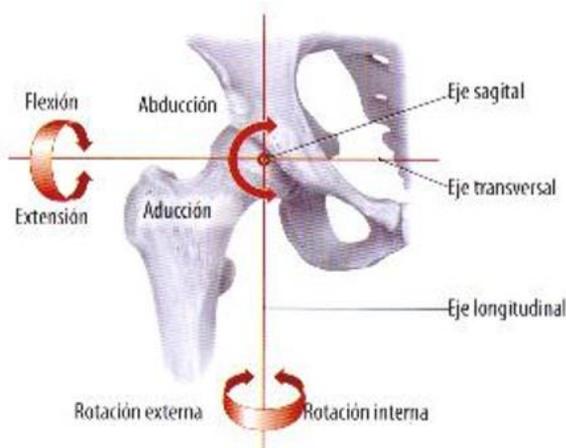


Figura 1 Ejes de movimiento en la articulación

Fuente: *Elaboración Propia*

Principio de un segmento compensa al vecino

Al existir deformación en un determinado nivel del cuerpo se verá compensado siempre por segmentos vecinos.

En un acortamiento de la extremidad inferior, la pelvis bascula hacia el lado corto y la columna se equilibra a través de una escoliosis lumbar, pudiéndose compensar con un equinismo del pie con acortamiento del tendón de Aquiles.

Dynamic Tape

Actualmente, son muchos los tipos de vendajes funcionales utilizados en la fisioterapia, entre los que destacan el Kinesiotaping®, el McConell® o el Dynamic Tape®. Este último vendaje es fuertemente elástico y fue desarrollado por un fisioterapeuta australiano, Ryan Kendrick en el año 2009, utilizándolo como una herramienta para los tejidos con problemas relacionados con el sobreuso o sobrecarga.

El diseño en forma de tatuaje tribal fue elaborado por el artista tahitiano Tihoti. La ventaja del vendaje Dynamic Tape®, frente a otros vendajes funcionales, es que permite al deportista moverse en el rango completo de movimiento sin limitaciones, pero con una fuerte asistencia biomecánica. Por ello, es un vendaje que se utiliza para el tratamiento de lesiones musculoesqueléticas.

Dando como razón que no existe un vendaje inefectivo, su teoría se basa en que este vendaje contribuye a reducir las cargas, modificando la biomecánica y el rango de movimiento articular.

Características biomecánicas de dynamic tape

- Muy elástico
- Transpirable
- Blando
- Cómodo
- Hipo alérgico
- 4D stretch
- Resistente al agua



Figura 2 Cinta Dynamic Tape
Fuente: *Elaboración Propia*

Su aplicación se basa en la anatomía y la biomecánica.

- Efecto mecánico marcado
- Usa energía elástica
- Puede desacelerar un movimiento
- Puede colaborar en acortamientos

Ayuda a la musculatura disminuyendo:

- Carga
- Demanda metabólica
- Dolor

Trabaja a través de poleas y palancas del cuerpo humano

Material	Nylon/licra secado rápido
% Elongación	200%+
Punto final rígido	No
Dirección estiramiento	4
Posición de aplicación	Acortada
Modo primario de acción	Mecánico: absorción de la carga, control / desaceleración, resistencia/ asistencia.
Modo secundario de acción	Neurofisiológico

Tabla 2 Características de Dynamic Tape
Fuente: *Elaboración Propia*

Mecanismos de acción del dynamic tape

Mecánico: Ejerce influencia en las propiedades mecánicas de los tejidos (cinesiología).

Técnica directa: Influye sobre un objetivo musculo tendinoso.

1. **Palanca:** máquina simple. barra y fulcro
2. **Brazo de palanca:** distancia
3. **Torque:** momento de fuerza

4. **Ventaja mecánica:** proporción de brazos de palanca

Técnica indirecta: modifica patrones de movimiento

1. **Modifica la cinemática:** Movimiento de los objetos sin tener en cuenta las fuerzas o circunstancias que lo generan. (adaptación un nuevo patrón)
2. **Soporte y descarga:** Reducir la carga mecánica en tejidos sensibilizados.
3. **Movimientos accesorios:** deslizamientos, Mulligan

Fisiológico: Proporciona estímulos provocando cambios neurofisiológicos relacionados con la percepción del dolor y el sistema del control motor

Escala de Daniels

Fue creada en 1958 por Daniels, Williams y Worthingham, es una escala de seis niveles con una gradación para la valoración analítica de los músculos, a través de una escala del 0 al 5 según la contracción del músculo.

Grado 0	Ninguna respuesta muscular
Grado 1	El músculo realiza contracción palpable, aunque no se evidencie el movimiento
Grado 2	El músculo realiza todo el movimiento de la articulación, una vez que se libera el efecto de la gravedad
Grado 3	El músculo realiza todo el movimiento contra la acción de la gravedad, pero sin sugerir ninguna resistencia
Grado 4	El movimiento es posible en toda su amplitud, contra la acción de la gravedad y sugiriéndole una resistencia manual moderada.
Grado 5	El músculo soporta una resistencia manual máxima

Tabla 3 Escala de Daniels
Fuente: *Elaboración Propia*

Escala de tinetti

Es una prueba basada en el desempeño, valora el equilibrio y la marcha mediante un método de observación directa utilizando calificadores numéricos de acuerdo con la capacidad de acciones específicas. La sumatoria de los calificadores expresan si el equilibrio es bueno o deficiente, o si el usuario es capaz de caminar sin asistencia. Está escala es útil para personas que inician reentrenamiento en marcha.(27)

La primera parte evalúa el equilibrio sentado, las funciones de levantarse y sentarse y el equilibrio de pie. Se utilizan 13 ítems con una puntuación que pasa por los niveles 0 anormal, 1 adaptado y 2 normal. La suma total de la puntuación, máximo es de 26.

La segunda analiza la marcha, pasando por diferentes aspectos del paso y del caminar, se utilizan 9 ítems con un nivel de puntuación del 0 normal a 1 normal, siendo la puntuación máxima de 9 puntos.

Metodología

La investigación fue de tipo cuasi Experimental, Longitudinal y Prospectivo.

El trabajo fue realizado en un paciente femenino de 9 años de edad originaria del municipio de Chignahuapan, Puebla. Con displasia del desarrollo de cadera, post operada hace un año por luxación de cadera, el 5 de febrero de 2018.

Acudió a consulta en la clínica de terapia física, CREH Fisioclinic Huachinango el día 6 de marzo de 2019 con lo que se le aplico el vendaje durante 1 mes, 2 veces por semana. Tras la realización de la valoración inicial se pudo destacar que en el patrón de la marcha existen desviaciones, debilidad de fuerza muscular, principalmente de miembro inferior izquierdo lo cual causa que la amplitud de movimiento no sea completada.

Objetivos del tratamiento

Una vez realizada la valoración teniendo los diagnósticos se fijó como objetivos:

- Valorar la amplitud articular, fuerza muscular del miembro inferior, así como la estabilidad y la marcha.
- Aumentar la fuerza muscular y la amplitud articular
- Mejorar el patrón de la marcha en la paciente para ser candidata al uso del calzado con alzas.
- Aplicar un vendaje con el fin de facilitar la carga que reciben los tejidos blandos.
- Determinar la funcionalidad de la aplicación del vendaje en la alteración de la biomecánica del miembro inferior.

Antes de realizar la aplicación colocamos un pedazo pequeño en la piel de la paciente esto con el fin de identificar si no era alérgica al medicamento utilizado.

Se realizó una aplicación de Dynamic Tape con una Técnica indirecta, esto como complemento a fortalecimiento de la musculatura y reeducación de la marcha



Figura 3 Aplicación indirecta de Dynamic Tape a cadera
Fuente: Elaboración Propia

La aplicación de la cinta se realizó de la siguiente forma. El Paciente en decúbito lateral, con la pierna izquierda con flexión de cadera, se coloca el vendaje mediante técnica indirecta desde el glúteo mayor, hacia el pie. Modificando la rotación externa de la cadera.



Figura 4 Aplicación indirecta de Dynamic Tape a cadera
Fuente: Elaboración Propia

Paciente en decúbito supino, con flexión máxima dorsal del pie, se aplica el vendaje con tensión en esa posición.



Figura 5 Marcha con Aplicación de Dynamic Tape a cadera
Fuente: *Elaboración Propia*

Resultados

	Amplitud			
	VN	Izquierda		GR
Cadera		VI	VF	
Abducción	0-45°	23°	24°	1°
Adducción	0-30°	27°	28°	1°
Flexión	0-120°	60°	60°	0°
Extensión	0-30°	20°	21°	1°
Rotación interna	0-45°	33°	34°	1°
Rotación externa	0-45°	35°	35°	0°
Rodilla				
Flexión	0-135°	80°	83°	3° ●
Tobillo				
Flexión	0-50°	50°	50°	0°
Extensión	0-20°	0°	2°	2° ●
Articulación Subastragalina				
Inversión	0-35°	28°	29°	1°
Eversión	0-15°	12°	12°	0°

Tabla 4 Valores goniométricos de las articulaciones de miembro inferior izquierdo VN = Valor normal, VI= Valoración inicial, VF= Valoración final, GR= Grados recuperados
Fuente: *Elaboración Propia*

Los valores obtenidos en la valoración inicial a comparación de los valores normales, varían con una amplitud de movimiento menor, pero que, en relación con los valores finales, podemos observar los resultados obtenidos en la columna GR (grados recuperados) en los que en algunas amplitudes de movimiento se notó un aumento no considerable de grados recuperados.

Entre los cuales se enfatizan por haber aumentado dos grados de amplitud articular la flexión de rodilla y la extensión de tobillo.

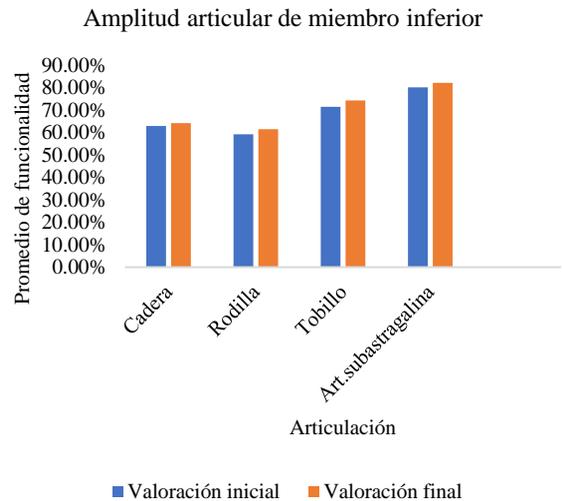


Gráfico 1 Amplitud articular de miembro inferior
Fuente: *Elaboración Propia*

En el gráfico 1 se aprecia que en la valoración inicial de la articulación de cadera el promedio de funcionalidad es de 62.8% evidenciando un aumento en el arco goniométrico con una valoración final del promedio de funcionalidad de 64.12%. En la articulación de rodilla existe un notable aumento de un 59.2% de promedio de funcionalidad en la valoración inicial a un 61.4% como promedio de funcionalidad final.

En la articulación de tobillo de un promedio de funcionalidad de 71.4% en la valoración inicial, el promedio de funcionalidad en la valoración final aumentó a 74.2%. En la articulación subastragalina el promedio de funcionalidad en la valoración inicial de un 80% pasó a ser en la valoración final, un promedio de funcionalidad de 82. Siendo así la articulación de tobillo en la que fue mayor el aumento del promedio de funcionalidad al comparar los datos de la valoración inicial con la valoración final.

Hubo un aumento en los resultados probablemente debido a los ejercicios que se estuvieron realizando durante la reeducación de la marcha como lo es en la marcha en talones que ayuda a fortalecer el músculo tibial anterior, de la misma manera la realización de ejercicios en casa pudo influir positivamente en el valor de los resultados obtenidos.

En la siguiente tabla se presentan los valores obtenidos de la evaluación de la fuerza muscular, los cuales se basan en la escala de Daniels en las que la mayor puntuación posible de gradación es de 5 y el valor menor de puntuación es 0. Los valores evidenciados son los tomados en una valoración inicial y una valoración final, obteniendo la gradación aumentada.

Músculo	Gradación Izquierda		
	PI	PF	PA
Psoas	2	2	0
Tensor de la fascia lata	2	2	0
Glúteo mayor	2	2	0
Glúteo medio	1	1	0
Glúteo menor	2	2	0
Aductores de cadera	3	3	0
Sartorio	1	1	0
Cuádriceps	2	3	1 ●
Isquiotibiales	3	3	0
Pelvitrocantéreos	2	2	0
Aductores de cadera	2	3	1 ●
Tibial anterior	2	3	1 ●
Tibial posterior	2	2	0
Peroneo lateral corto	5	5	0
Peroneo lateral largo	5	5	0
Tríceps sural	4	4	0
Peroneo anterior	5	5	0

Tabla 5 Valoración de la fuerza muscular en miembro inferior izquierdo PI= Puntuación inicial PF= Puntuación final PA=Puntos aumentados
Fuente: *Elaboración Propia*

Se destaca el aumento del valor de gradación muscular solo en el músculo cuádriceps, en el tibial anterior, así como en el tibial posterior, con el aumento a uno en la puntuación de la escala de valoración de la fuerza muscular.

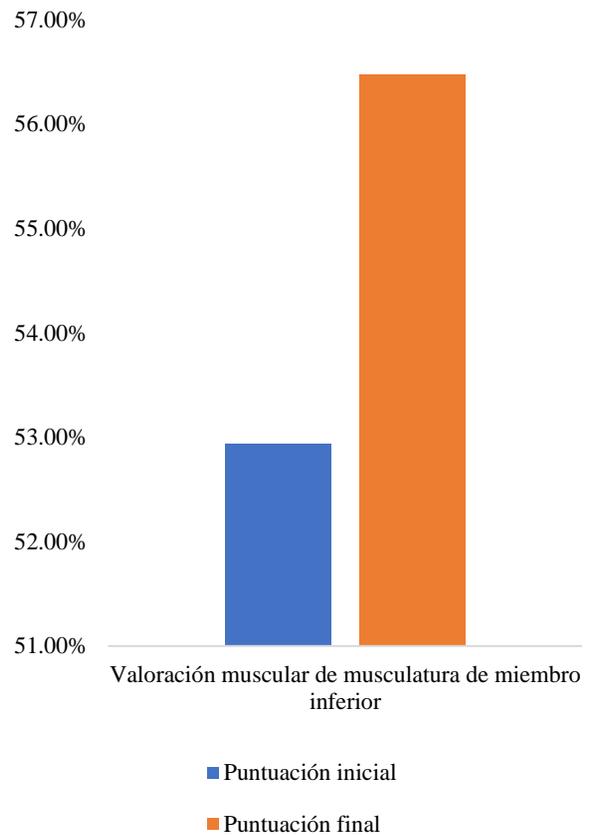


Gráfico 2 Porcentaje del aumento de la puntuación de la valoración muscular del miembro inferior
Fuente: *Elaboración Propia*

En el gráfico 2 destacamos que el total del ideal de fuerza muscular en el miembro inferior es una puntuación de 85 tomando el valor como el 100%, la paciente presenta como puntuación inicial un valor de 52.94% y una puntuación final con un valor de 56.47%. Los cuales enfatizan que hubo un aumento de 3.53% de la puntuación en relación a la diferencia de la puntuación inicial a la puntuación final.

Los músculos en los que se notó mayor cambio y aumento de gradación a la valoración mediante escala de Daniels fueron el cuádriceps, los aductores de cadera y el tibial anterior, los cuales aumentaron su gradación un valor en la escala de Daniels. Considero que esto se debe al trabajo de fortalecimiento de esta misma musculatura al corregir la marcha.

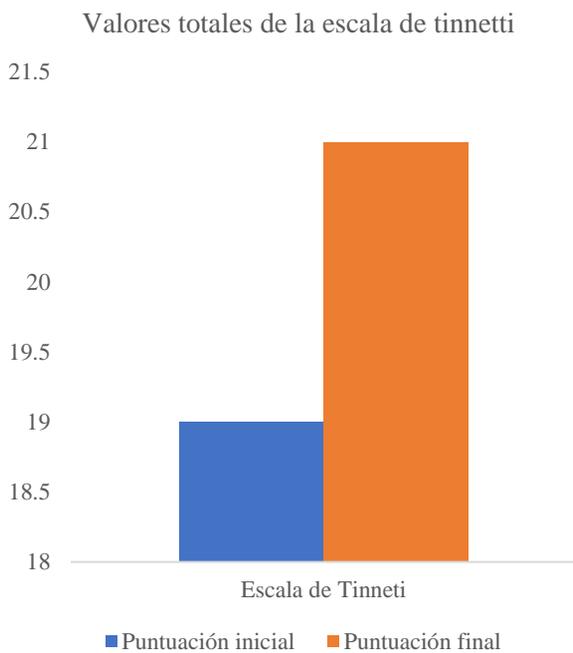


Gráfico 3 Valores totales de la escala de Tinetti
Fuente: *Elaboración Propia*

La escala de Tinetti en la sumatoria de sus puntos más altos tiene una puntuación total de 28 puntos, se determina que si el resultado es menor a 24 se relaciona a un factor de riesgo asociado a caídas y menor a 19 como un riesgo alto. A la valoración inicial se sumó un total de 19 puntos, la puntuación en la valoración final aumentó dos puntos, con un total de 21 puntos, el cual se relaciona como factor asociado a riesgo de caídas.

Se trabajó la reeducación de la marcha en colchoneta y en barras paralelas, el uso del espejo durante la realización de la marcha ayudó a crear conciencia sobre el cuerpo y cómo debía de realizarse la marcha lo que se cree que ayudó a la mejoría de los patrones de la misma, así como las indicaciones que se dejaron para practicarlos en casa y que fueron realizadas todos los días.

Conclusiones

Una vez evaluados los resultados del estudio podemos concluir que el plan de tratamiento aplicado, ayudó a un leve aumento de la amplitud articular de las articulaciones del miembro inferior, y en algunos músculos al aumento de la fuerza muscular, así como la corrección de la marcha y la biomecánica mediante el vendaje Dynamic tape.

Se recomienda realizar el estudio en una mayor cantidad de personas y con la aplicación de una power band para detectar sus efectos y diferencia con la aplicación convencional.

Referencias

B. de la Cruz Torres, M. Albornoz Cabello y L. Espejo Antúnez b. Efecto inmediato del vendaje Dynamic Tape® sobre la torsión tibial externa con dolor en un futbolista. *Revista Andaluza de medicina del deporte*.9(1), 50-53,

Browder R. *Fisiopatología* [Internet]. Manual moderno; 2011. Available from: https://books.google.com.mx/books?id=hnTLCQAAQBAJ&printsec=frontcover&dq=libro+fisiopatologia+ramona&hl=es-419&sa=X&ved=0ahUKEwjNIO_80YThAhVNG6wKHbxgBkYQ6wEIKjAA#v=onepage&q=libro+fisiopatologia+ramona&f=false

Claro-Hernández J, Mora-Ríos F, Mejía-Rohenes C, García-Ramírez V, Hernández-Laredo O. Epidemiología de la displasia del desarrollo de la cadera. *Rev Espec Médico Quirúrgicas*. 2017;22(1):22-7.

Cong D, Cadera NDE. *Temas 19 Y 20. Patología De La Cadera En Crecimiento*. 2014; Available from: <https://www.ucm.es/data/cont/docs/420-2014-02-18-19-20+Patologia+de+la+cadera+en+crecimiento.pdf>

De Arrascaeta D, Pérez M. Tratamiento quirúrgico de las dismetrías y deformidades angulares de miembros inferiores mediante epifisiodesis con tornillos transfisarios (técnica de Metaizeau). *An la Fac Med*. 2017;4(1):34-49.

De Pablos J. *Dismetrias de los Miembros Inferiores*. Mba Inst. 2015;13:1-20.

Dutton M. *Ortopedia para el fisioterapeuta*. Editorial paidotribo; 2015.

García Benítez B, Cáceres Sánchez L. Papel de la artroscopia de cadera en la displasia leve sintomática. ¿Dónde está el límite? *Rev Española Artroc y Cirugía Articul* [Internet]. 2016;23(1):63-7. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.reaca.2016.03.002>

González P. Enfermería de la infancia y la adolescencia [Internet]. Editorial universitaria Ramón Areces; 161 p. Available from: <https://books.google.com.mx/books?id=0mmnDAAAQBAJ&pg=PA161&dq=cuadro+clínico+de+displasia+de+cadera&hl=es-419&sa=X&ved=0ahUKEwi095jS1YThAhUFnawKHZA-AWIQ6AEIMTAB#v=onepage&q=cuadro+clínico+de+displasia+de+cadera&f=false>

Guerra JL. Manual de fisioterapia [Internet]. Editorial el manual moderno; 2018. Available from: <https://books.google.com.mx/books?hl=es&lr=&id=ErpoDwAAQBAJ&oi=fnd&pg=PT10&dq=historia+clínica+fisioterapia&ots=Wqkf7pWRAb&sig=xdUgJAbVURBBaGF5Hte5eEH2SnM#v=onepage&q=historia+clínica+fisioterapia&f=false>

Hall Carrie M., Brody Lori Thein. Ejercicio Terapeutico Recuperacion Funcional. 1. ed. Editorial paidotribo; 2006. 303-350.

Jorge JE, Riaño MOA, Maroto PM, Molina DR, Palacios JAM. Guía esencial de rehabilitación infantil. Igarss 2014. 2014. 1-5 p.

Jurado Bueno A, Medina Porqueres I. Manual de pruebas diagnósticas. [Internet]. 2007. p. 371. Available from: <https://booksmedicos.org/manual-de-pruebas-diagnosticas-en-traumatologia-y-ortopedia/>

Lacote M, Chevalier AM, Miranda A, Bleton JP. Valoración de la función muscular normal y patológica. Masson; 1984. 125-126 p.

Lara Giménez J, Tobar Parra C, Moya Cádiz L. Artroplastía total de cadera en secuelas de displasia. Contacto científico. 2014;42-5.

Leal FJ. Plata rueda el pediatra eficiente. 2013. 540-545 p.

Lesmes D. Evaluación clínico-funcional del movimiento corporal humano [Internet]. editorial médica panamericana; 2007. 317-318 p. Available from: <https://books.google.com.mx/books?id=mbVsjZ82vncC&pg=PA317&dq=escala+de+tinetti&hl=es&sa=X&ved=0ahUKEWjNkp3Bk7nhAhUH-6wKHcHEAj0Q6AEILjAB#v=onepage&q=escala+de+tinetti&f=false>

Macias-Merlo L, Bagur-Calafat C, Girabent-Farrés M, A Stuberg W. Effects of the standing program with hip abduction on hip acetabular development in children with spastic diplegia cerebral palsy. Disabil Rehabil. 2016;38(11):1075-81.

Menchaca J. Displasia de cadera. 2017.

Michelle C. Agentes físicos en rehabilitación. 4ta ed. Elsevier; 2014. 251-300 p.

Miralles Marrero RC., Puig Cunillera M. Biomecánica clínica del aparato locomotor. Biomecánica clínica del aparato locomotor. 1998. p. 211-23.

N.A. Robinson ^aW. Spratford ^bM. Welvaert ^bJ. Gaida ^bA.M. Miedo. ¿Dynamic Tape cambia la biomecánica de la marcha de las mujeres con síndrome de dolor trocántero mayor? Un ensayo cruzado aleatorio controlado cegado. Volumen 70, mayo de 2019, páginas 275-283 Mayo de 2019, páginas 275-283.

Netter F. Ortopedía - Netter. 2007;

Olivo-Rodríguez A, Redón-Tavera A. Detección temprana clínica y radiológica básica de la displasia congénita de cadera en unidades médicas del primer nivel de atención. Acta Ortopédica Mex [Internet]. 2016;30(2):67-72. Available from: <http://www.medigraphic.com/pdfs/ortope/or-2016/or162e.pdf>

Perez M. Cuervas M GS. Displasia de cadera en pacientes pediátricos ; a propósito de un caso . 2016. p. 16.

Pipa-Muñiz I, de los Llanos Rodríguez-Rodríguez M, Felgueroso-Juliana MB, Riera-Campillo M, González-Herranz P. Displasia del desarrollo de la cadera en niños con trastorno psicomotor. ¿Factor de riesgo para un mal resultado? An Pediatr. 2016;85(3):142-8.

Sanid R, Mex M. luxada bilateral : reporte de un caso Hip dysplasia , bilateral dislocated variety : case report. 2015;585-90.

Schunke, michael schulte, erik schumacher u. prometheus texto y atlas de anatomía / tomo 1. anatomía general y aparato locomotor. 3ra ed. Medica panamericana; 2015. 386-461 p.

Taboadela CH. Goniometría. 2007.

Tortora G. Tortora Derrickson - Principios De Anatomía Y Fisiología.2013. 243-273 p.

Instrucciones para la Publicación Científica, Tecnológica y de Innovación

[Título en Times New Roman y Negritas No. 14 en Español e Inglés]

Apellidos (EN MAYUSCULAS), Nombre del 1^{er} Autor†*, Apellidos (EN MAYUSCULAS), Nombre del 1^{er} Coautor, Apellidos (EN MAYUSCULAS), Nombre del 2^{do} Coautor y Apellidos (EN MAYUSCULAS), Nombre del 3^{er} Coautor

Institución de Afiliación del Autor incluyendo dependencia (en Times New Roman No.10 y Cursiva)

International Identification of Science - Technology and Innovation

ID 1^{er} Autor: (ORC ID - Researcher ID Thomson, arXiv Author ID - PubMed Autor ID - Open ID) y CVU 1^{er} Autor: (Becario-PNPC o SNI-CONACYT) (No.10 Times New Roman)

ID 1^{er} Coautor: (ORC ID - Researcher ID Thomson, arXiv Author ID - PubMed Autor ID - Open ID) y CVU 1^{er} Coautor: (Becario-PNPC o SNI-CONACYT) (No.10 Times New Roman)

ID 2^{do} Coautor: (ORC ID - Researcher ID Thomson, arXiv Author ID - PubMed Autor ID - Open ID) y CVU 2^{do} Coautor: (Becario-PNPC o SNI-CONACYT) (No.10 Times New Roman)

ID 3^{er} Coautor: (ORC ID - Researcher ID Thomson, arXiv Author ID - PubMed Autor ID - Open ID) y CVU 3^{er} Coautor: (Becario-PNPC o SNI-CONACYT) (No.10 Times New Roman)

(Indicar Fecha de Envío: Mes, Día, Año); Aceptado (Indicar Fecha de Aceptación: Uso Exclusivo de ECORFAN)

Resumen (En Español, 150-200 palabras)

Objetivos
Metodología
Contribución

Indicar 3 palabras clave en Times New Roman y Negritas No. 10 (En Español)

Resumen (En Inglés, 150-200 palabras)

Objetivos
Metodología
Contribución

Indicar 3 palabras clave en Times New Roman y Negritas No. 10 (En Inglés)

Citación: Apellidos (EN MAYUSCULAS), Nombre del 1er Autor, Apellidos (EN MAYUSCULAS), Nombre del 1er Coautor, Apellidos (EN MAYUSCULAS), Nombre del 2do Coautor y Apellidos (EN MAYUSCULAS), Nombre del 3er Coautor. Título del Artículo. Revista de Fisioterapia y Tecnología Médica. Año 1-1: 1-11 (Times New Roman No. 10)

* Correspondencia del Autor (ejemplo@ejemplo.org)

† Investigador contribuyendo como primer autor.

Introducción

Texto redactado en Times New Roman No.12, espacio sencillo.

Explicación del tema en general y explicar porque es importante.

¿Cuál es su valor agregado respecto de las demás técnicas?

Enfocar claramente cada una de sus características

Explicar con claridad el problema a solucionar y la hipótesis central.

Explicación de las secciones del Artículo

Desarrollo de Secciones y Apartados del Artículo con numeración subsecuente

[Título en Times New Roman No.12, espacio sencillo y Negrita]

Desarrollo de Artículos en Times New Roman No.12, espacio sencillo.

Inclusión de Gráficos, Figuras y Tablas-Editables

En el *contenido del Artículo* todo gráfico, tabla y figura debe ser editable en formatos que permitan modificar tamaño, tipo y número de letra, a efectos de edición, estas deberán estar en alta calidad, no pixeladas y deben ser notables aun reduciendo la imagen a escala.

[Indicando el título en la parte inferior con Times New Roman No. 10 y Negrita]

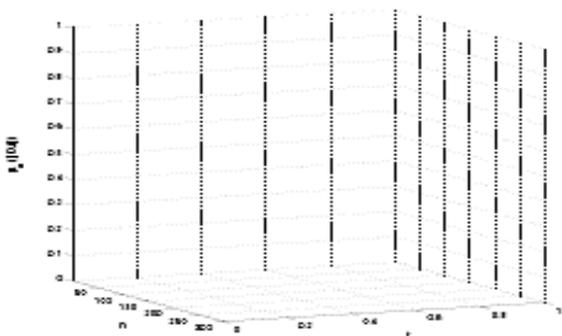


Gráfico 1 Titulo y Fuente (*en cursiva*)

No deberán ser imágenes, todo debe ser editable.

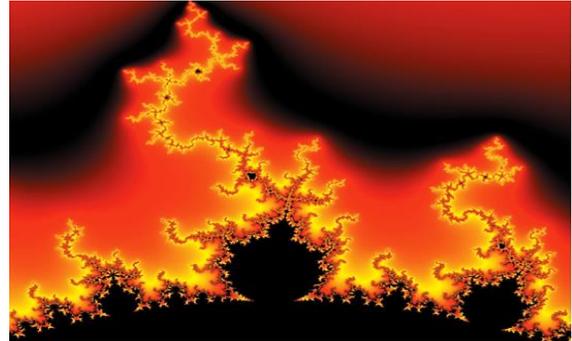


Figura 1 Titulo y Fuente (*en cursiva*)

No deberán ser imágenes, todo debe ser editable.

Tabla 1 Titulo y Fuente (*en cursiva*)

No deberán ser imágenes, todo debe ser editable.

Cada Artículo deberá presentar de manera separada en **3 Carpetas**: a) Figuras, b) Gráficos y c) Tablas en formato .JPG, indicando el número en Negrita y el Título secuencial.

Para el uso de Ecuaciones, señalar de la siguiente forma:

$$Y_{ij} = \alpha + \sum_{h=1}^r \beta_h X_{hij} + u_j + e_{ij} \quad (1)$$

Deberán ser editables y con numeración alineada en el extremo derecho.

Metodología a desarrollar

Dar el significado de las variables en redacción lineal y es importante la comparación de los criterios usados

Resultados

Los resultados deberán ser por sección del Artículo.

Anexos

Tablas y fuentes adecuadas.

Agradecimiento

Indicar si fueron financiados por alguna Institución, Universidad o Empresa.

Conclusiones

Explicar con claridad los resultados obtenidos y las posibilidades de mejora.

Referencias

Utilizar sistema APA. No deben estar numerados, tampoco con viñetas, sin embargo en caso necesario de numerar será porque se hace referencia o mención en alguna parte del Artículo.

Utilizar Alfabeto Romano, todas las referencias que ha utilizado deben estar en el Alfabeto romano, incluso si usted ha citado un Artículo, libro en cualquiera de los idiomas oficiales de la Organización de las Naciones Unidas (Inglés, Francés, Alemán, Chino, Ruso, Portugués, Italiano, Español, Árabe), debe escribir la referencia en escritura romana y no en cualquiera de los idiomas oficiales.

Ficha Técnica

Cada Artículo deberá presentar un documento Word (.docx):

Nombre de la Revista

Título del Artículo

Abstract

Keywords

Secciones del Artículo, por ejemplo:

1. *Introducción*
2. *Descripción del método*
3. *Análisis a partir de la regresión por curva de demanda*
4. *Resultados*
5. *Agradecimiento*
6. *Conclusiones*
7. *Referencias*

Nombre de Autor (es)

Correo Electrónico de Correspondencia al Autor

Referencias

Requerimientos de Propiedad Intelectual para su edición:

-Firma Autógrafa en Color Azul del Formato de Originalidad del Autor y Coautores

-Firma Autógrafa en Color Azul del Formato de Aceptación del Autor y Coautores

Reserva a la Política Editorial

Revista de Fisioterapia y Tecnología Médica se reserva el derecho de hacer los cambios editoriales requeridos para adecuar los Artículos a la Política Editorial del Research Journal. Una vez aceptado el Artículo en su versión final, el Research Journal enviará al autor las pruebas para su revisión. ECORFAN® únicamente aceptará la corrección de erratas y errores u omisiones provenientes del proceso de edición de la revista reservándose en su totalidad los derechos de autor y difusión de contenido. No se aceptarán supresiones, sustituciones o añadidos que alteren la formación del Artículo.

Código de Ética – Buenas Prácticas y Declaratoria de Solución a Conflictos Editoriales

Declaración de Originalidad y carácter inédito del Artículo, de Autoría, sobre la obtención de datos e interpretación de resultados, Agradecimientos, Conflicto de intereses, Cesión de derechos y distribución

La Dirección de ECORFAN-México, S.C reivindica a los Autores de Artículos que su contenido debe ser original, inédito y de contenido Científico, Tecnológico y de Innovación para someterlo a evaluación.

Los Autores firmantes del Artículo deben ser los mismos que han contribuido a su concepción, realización y desarrollo, así como a la obtención de los datos, la interpretación de los resultados, su redacción y revisión. El Autor de correspondencia del Artículo propuesto requisitara el formulario que sigue a continuación.

Título del Artículo:

- El envío de un Artículo a Revista de Tecnología Médica y Fisioterapia emana el compromiso del autor de no someterlo de manera simultánea a la consideración de otras publicaciones seriadas para ello deberá complementar el Formato de Originalidad para su Artículo, salvo que sea rechazado por el Comité de Arbitraje, podrá ser retirado.
- Ninguno de los datos presentados en este Artículo ha sido plagiado ó inventado. Los datos originales se distinguen claramente de los ya publicados. Y se tiene conocimiento del testeo en PLAGSCAN si se detecta un nivel de plagio Positivo no se procederá a arbitrar.
- Se citan las referencias en las que se basa la información contenida en el Artículo, así como las teorías y los datos procedentes de otros Artículos previamente publicados.
- Los autores firman el Formato de Autorización para que su Artículo se difunda por los medios que ECORFAN-México, S.C. en su Holding Taiwan considere pertinentes para divulgación y difusión de su Artículo cediendo sus Derechos de Obra.
- Se ha obtenido el consentimiento de quienes han aportado datos no publicados obtenidos mediante comunicación verbal o escrita, y se identifican adecuadamente dicha comunicación y autoría.
- El Autor y Co-Autores que firman este trabajo han participado en su planificación, diseño y ejecución, así como en la interpretación de los resultados. Asimismo, revisaron críticamente el trabajo, aprobaron su versión final y están de acuerdo con su publicación.
- No se ha omitido ninguna firma responsable del trabajo y se satisfacen los criterios de Autoría Científica.
- Los resultados de este Artículo se han interpretado objetivamente. Cualquier resultado contrario al punto de vista de quienes firman se expone y discute en el Artículo.

Copyright y Acceso

La publicación de este Artículo supone la cesión del copyright a ECORFAN-México, S.C en su Holding Taiwan para su Revista de Fisioterapia, que se reserva el derecho a distribuir en la Web la versión publicada del Artículo y la puesta a disposición del Artículo en este formato supone para sus Autores el cumplimiento de lo establecido en la Ley de Ciencia y Tecnología de los Estados Unidos Mexicanos, en lo relativo a la obligatoriedad de permitir el acceso a los resultados de Investigaciones Científicas.

Título del Artículo:

Nombre y apellidos del Autor de contacto y de los Coautores	Firma
1.	
2.	
3.	
4.	

Principios de Ética y Declaratoria de Solución a Conflictos Editoriales

Responsabilidades del Editor

El Editor se compromete a garantizar la confidencialidad del proceso de evaluación, no podrá revelar a los Árbitros la identidad de los Autores, tampoco podrá revelar la identidad de los Árbitros en ningún momento.

El Editor asume la responsabilidad de informar debidamente al Autor la fase del proceso editorial en que se encuentra el texto enviado, así como de las resoluciones del arbitraje a Doble Ciego.

El Editor debe evaluar los manuscritos y su contenido intelectual sin distinción de raza, género, orientación sexual, creencias religiosas, origen étnico, nacionalidad, o la filosofía política de los Autores.

El Editor y su equipo de edición de los Holdings de ECORFAN® no divulgarán ninguna información sobre Artículos enviado a cualquier persona que no sea el Autor correspondiente.

El Editor debe tomar decisiones justas e imparciales y garantizar un proceso de arbitraje por pares justa.

Responsabilidades del Consejo Editorial

La descripción de los procesos de revisión por pares es dado a conocer por el Consejo Editorial con el fin de que los Autores conozcan cuáles son los criterios de evaluación y estará siempre dispuesto a justificar cualquier controversia en el proceso de evaluación. En caso de Detección de Plagio al Artículo el Comité notifica a los Autores por Violación al Derecho de Autoría Científica, Tecnológica y de Innovación.

Responsabilidades del Comité Arbitral

Los Árbitros se comprometen a notificar sobre cualquier conducta no ética por parte de los Autores y señalar toda la información que pueda ser motivo para rechazar la publicación de los Artículos. Además, deben comprometerse a mantener de manera confidencial la información relacionada con los Artículos que evalúan.

Cualquier manuscrito recibido para su arbitraje debe ser tratado como documento confidencial, no se debe mostrar o discutir con otros expertos, excepto con autorización del Editor.

Los Árbitros se deben conducir de manera objetiva, toda crítica personal al Autor es inapropiada.

Los Árbitros deben expresar sus puntos de vista con claridad y con argumentos válidos que contribuyan al que hacer Científico, Tecnológica y de Innovación del Autor.

Los Árbitros no deben evaluar los manuscritos en los que tienen conflictos de intereses y que se hayan notificado al Editor antes de someter el Artículo a evaluación.

Responsabilidades de los Autores

Los Autores deben garantizar que sus Artículos son producto de su trabajo original y que los datos han sido obtenidos de manera ética.

Los Autores deben garantizar no han sido previamente publicados o que no estén siendo considerados en otra publicación seriada.

Los Autores deben seguir estrictamente las normas para la publicación de Artículos definidas por el Consejo Editorial.

Los Autores deben considerar que el plagio en todas sus formas constituye una conducta no ética editorial y es inaceptable, en consecuencia, cualquier manuscrito que incurra en plagio será eliminado y no considerado para su publicación.

Los Autores deben citar las publicaciones que han sido influyentes en la naturaleza del Artículo presentado a arbitraje.

Servicios de Información

Indización - Bases y Repositorios

RESEARCH GATE (Alemania)

GOOGLE SCHOLAR (Índices de citas-Google)

MENDELEY (Gestor de Referencias bibliográficas)

REDIB (Red Iberoamericana de Innovación y Conocimiento Científico- CSIC)

HISPANA (Información y Orientación Bibliográfica-España)

Servicios Editoriales

Identificación de Citación e Índice H

Administración del Formato de Originalidad y Autorización

Testeo de Artículo con PLAGSCAN

Evaluación de Artículo

Emisión de Certificado de Arbitraje

Edición de Artículo

Maquetación Web

Indización y Repositorio

Traducción

Publicación de Obra

Certificado de Obra

Facturación por Servicio de Edición

Política Editorial y Administración

69 Calle Distrito YongHe, Zhongxin. Taipei-Taiwán. Tel: +52 1 55 6159 2296, +52 1 55 1260 0355, +52 1 55 6034 9181; Correo electrónico: contact@ecorfan.org www.ecorfan.org

ECORFAN®

Editor en Jefe

IGLESIAS-SUAREZ, Fernando. MsC

Directora Ejecutiva

RAMOS-ESCAMILLA, María. PhD

Director Editorial

PERALTA-CASTRO, Enrique. MsC

Diseñador Web

ESCAMILLA-BOUCHAN, Imelda. PhD

Diagramador Web

LUNA-SOTO, Vladimir. PhD

Asistente Editorial

SORIANO-VELASCO, Jesús. BsC

Traductor

DÍAZ-OCAMPO, Javier. BsC

Filóloga

RAMOS-ARANCIBIA, Alejandra. BsC

Publicidad y Patrocinio

(ECORFAN® Taiwan), sponsorships@ecorfan.org

Licencias del Sitio

03-2010-032610094200-01-Para material impreso, 03-2010-031613323600-01-Para material electrónico, 03-2010-032610105200-01-Para material fotográfico, 03-2010-032610115700-14-Para Compilación de Datos, 04 -2010-031613323600-01-Para su página Web, 19502-Para la Indización Iberoamericana y del Caribe, 20-281 HB9-Para la Indización en América Latina en Ciencias Sociales y Humanidades, 671-Para la Indización en Revistas Científicas Electrónicas España y América Latina, 7045008-Para su divulgación y edición en el Ministerio de Educación y Cultura-España, 25409-Para su repositorio en la Biblioteca Universitaria-Madrid, 16258-Para su indexación en Dialnet, 20589-Para Indización en el Directorio en los países de Iberoamérica y el Caribe, 15048-Para el registro internacional de Congresos y Coloquios. financingprograms@ecorfan.org

Oficinas de Gestión

69 Calle Distrito YongHe, Zhongxin. Taipei-Taiwán.

Revista de Fisioterapia y Tecnología Médica

“Diseño, manufactura y control de una prótesis mecatrónica de extremidad superior”

ROMERO-RODRÍGUEZ, Gabriel, HUESCA-LAZCANO, Erick Eduardo, FLORES-RAMÍREZ, Óscar y CAMPOS-MUÑOZ, Gustavo Cristobal

Universidad Politécnica de Amozoc

“Diseño de prótesis ABS de mano mediante análisis de esfuerzos”

COFRADIA-GARCIA, Gustavo, VAZQUEZ-CHAVEZ, Alejandro, SAMANO-MUÑOZ, Pablo, MANJARREZ-MENDOZA, Javier

Instituto Tecnológico Superior de Salvatierra

“Biomarcadores de estres oxidativo en saliva de niños con cancer”

VARGAS, Luis M., ADAMS, Julio C., LUNA, Juan M., RIVERA, Ana B. y GALLARDO, Juan M.

Escuela Superior de Odontología, UAGro

Instituto Estatal de Cancerología de Guerrero

Unidad de Investigación Médica en Enfermedades Nefrológicas, CMN “Siglo XXI”, IMSS

“Aplicación de Dynamic Tape como coadyuvante en la Displasia de Cadera”

BADILLO-FUENTES, Gustavo, NAVA-GAMERO NAYELY ROCIO y SUAREZ-MARISCAL, Itati

Fisioclínica Pachuca, CRIH (Centro de Rehabilitación Integral de Hidalgo)

