

Diseño de un sistema de control de prótesis transfemoral basado en redes neuronales

Design of a Transfemoral Prosthesis Control System Based on Neural Networks

Sofía Vergara^{ad}, Guillermo Mosquera^{ace}, Vladimir Bonilla^{abf}, Miguel Sánchez^{ag}, Christian Rueda^{ach}

^a Universidad UTE, Ecuador

^b Universidad Yachay TECH, Ecuador

^c Universidad Internacional del Ecuador UIDE, Ecuador

^d sofia.vergara@ute.edu.ec | <https://orcid.org/0000-0002-0458-2365>

^e guillermo.mosquera@ute.edu.ec; gumosqueraca@uide.edu.ec | <https://orcid.org/0000-0003-2676-639X>

^f fbonilla@ute.edu.ec; fbonilla@yachaytech.edu.ec | <https://orcid.org/0000-0001-6542-9666>

^g luis.sachez@ute.edu.ec | <https://orcid.org/0000-0001-5078-3734>

^h andres.rueda@ute.edu.ec; chruedaay@uide.edu.ec | <https://orcid.org/0000-0001-5245-781X>

Citation: Vergara, S., Mosquera, G., Bonilla, V., Sánchez, M., y Rueda, C. (2023). Diseño de un sistema de control de prótesis transfemoral basado en redes neuronales. *Mutis*, 13(2). 1- 12. <https://doi.org/10.21789/22561498.2053>

Recibido: 25 de noviembre de 2022

Aceptado: 15 de marzo de 2023

Copyright: © 2023 por los autores. Licenciado para *Mutis*. Este artículo es un artículo de acceso abierto distribuido bajo los términos y condiciones de la licencia Creative Commons Attribution (<https://creativecommons.org/licenses/by/4.0/>).

RESUMEN

En el presente proyecto se desarrolló el control de una prótesis transfemoral por medio de una red neuronal. Se utilizó la metodología mecatrónica basada en el modelo en V. Primero se presenta un análisis a la situación de discapacidades físico-motoras de Ecuador y se revisan algunos diseños de prótesis para proponer una solución local. Se plantearon requerimientos que se usaron como insumos para el desarrollo del diseño conceptual y específico. Se estableció el sistema de adquisición de datos para realizar las mediciones de actividad muscular y posición por medio de un acelerómetro. Se entrenó una red neuronal formada de una capa de 3 entradas con 12 neuronas en la capa oculta y una neurona en la capa de salida. La salida de la red corresponde a la posición a la que debe llegar la prótesis, y el sistema desarrollado tiene un error del 20% en la predicción de los movimientos de flexión y extensión de la pierna.

Palabras clave: prótesis robótica transfemoral; flexión; extensión; datos musculares; redes neuronales; sEMG; ingeniería.

ABSTRACT

With this project, the control of a transfemoral prosthesis was developed by means of a neural network. The mechatronics methodology based on the V-model was used. This document first presents an analysis of the situation of physical-motor disabilities in Ecuador and reviews some prosthesis designs to propose a local solution. The requirements that were proposed, were used as inputs for the development of the conceptual and specific design. The data acquisition system was established to perform the measurements of muscle activity and position by means of an accelerometer. A neural network consisting of a 3-input layer with 12 neurons in the hidden layer and one neuron in the output layer was trained. The output of the network corresponds to the position that the prosthesis must reach, and the developed system has a 20% error in the prediction of the flexion and extension movements of the leg.

Keywords: Transfemoral robotic prosthesis; Flexion; Extension; Muscle data; Neural networks; sEMG; Engineering.

INTRODUCCIÓN

Actualmente, existen diferentes tipos de prótesis que pueden ser utilizados para reemplazar extremidades perdidas. Desde extensiones fabricadas con materiales resistentes hasta prótesis inteligentes que imitan los movimientos naturales de una persona, teniendo una amplia gama de prótesis para que los pacientes elijan según sus necesidades.

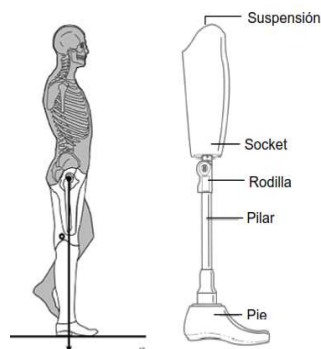
Ecuador es un país multiétnico y pluricultural. La talla de sus habitantes varía de acuerdo con la genética y la nutrición. El genoma humano particular que un individuo transmite es una combinación de salud y factores del medio, tales como dieta, ejercicio y las condiciones de vida presentes antes de la edad adulta. De acuerdo con estudios realizados en Ecuador, el promedio de altura de los ecuatorianos es de 167.1 cm en hombres y 154.2 cm en mujeres (Instituto Nacional de Estadística y Censos, INEC, 2017).

Debido a diferentes causas, en Ecuador existe un alto índice de personas que han sufrido la amputación de uno de sus miembros debido a accidentes de tránsito, accidentes laborales, traumas físicos, tumores malignos, infección, gangrena, o diabetes mellitus, considerada esta última como la primera causa para amputaciones de miembros inferiores. De acuerdo con información del INEC (2017), estas amputaciones alcanzan el 84%. Esta institución en el último censo realizado en el año 2010 ha dividido la discapacidad en 6 tipos: física, intelectual, auditiva, visual, psicológica y de lenguaje (Consejo Nacional para la Igualdad de Discapacidades, CONADIS, 2017).

Según la Secretaría Técnica para la Gestión inclusiva en Discapacidades de Ecuador, 11800 personas han sufrido amputaciones y poseen prótesis. Además, la población considerada económicamente activa (entre 18 y 65 años) corresponde al 63% de las personas que sufren de discapacidad física-motora de acuerdo con el Ministerio de Trabajo (CONADIS, 2017). Por lo tanto, se planteó el desarrollo de una prótesis que replique los movimientos naturales de la caminata se orientó a las personas pertenecientes a la población económicamente activa.

Una prótesis transfemoral está compuesta por 5 elementos, los cuales se muestran en la figura 1 (Curbelo Salud, 2018).

Figura 1. Elementos prótesis transfemoral.



Fuente: Curbelo Salud (2018)

Para el desarrollo de este trabajo se revisaron varias prótesis robóticas para personas con baja actividad física existentes en el mercado.

Hugh Herr desarrolló sus propias prótesis, las cuales están fabricadas con materiales como silicona, titanio, aluminio y carbono. Cuentan con 12 sensores y 3 procesadores que pueden analizar el nivel de exigencia. La prótesis es capaz de distribuir el peso y responde de forma inteligente al medio, lo que permite al usuario caminar, correr, saltar y escalar (Xakata, 2018).

En la Universidad de Vanderbilt en Tennessee se desarrolló una prótesis que permite que el usuario camine de forma natural. La prótesis está confeccionada con silicona, titanio, aluminio y carbono. Cuenta con 12 sensores y 3 microprocesadores que analizan en contexto su uso para acoplarse al mismo (National Institute of Biomedical Imaging and Bioengineering, 2018).

MATERIALES Y MÉTODOS

Para el desarrollo del sistema de prótesis transfemoral se utilizó la metodología mecatrónica basada en el modelo en V, la cual se muestra en la figura 2.

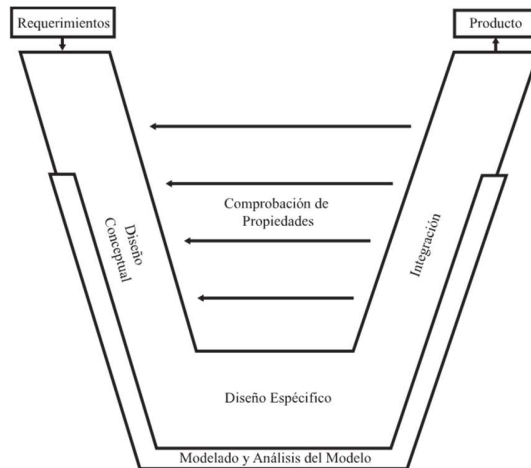
Como primera etapa se realizó la definición de requerimientos considerando altura, peso y edad del usuario, así como el tiempo transcurrido luego de haber perdido la pierna. Los requerimientos esenciales fueron utilizados como insumos para la etapa de diseño conceptual en donde se establecieron los componentes físicos del sistema y se los relacionó por medio del flujo, información y energía.

Durante la etapa del diseño específico se realizaron diseños considerando los diferentes dominios que conforman ingeniería mecatrónica. Se diseñó un sistema de adquisición de señales musculares y valores de acelerómetro. Con base en los datos obtenidos, se entrenó una red neuronal que permitió simular el movimiento de la prótesis. Adicionalmente, se dimensionó por medio de una herramienta CAD (Computer Aided Design) los componentes mecánicos de la prótesis transfemoral y se realizó la selección del material para una futura selección.

A continuación, se realizó la integración de los diferentes diseños para formar la prótesis y realizar las pruebas del sistema.

Durante la etapa de comprobación de propiedades se realizaron pruebas cíclicas y estáticas con base en el estándar NTC 4424-3 para lo cual se consideró como carga el peso del usuario. También se realizó prueba de reconocimiento de movimiento. De esta manera se verificó el funcionamiento y se comprobó que los sistemas interactúen entre sí sin inconvenientes, cumpliendo con los requerimientos.

Figura 2. Metodología Mecatrónica Basada en el Modelo en V.



Fuente: Ingenierure Verein Deutscher (2004)

A. Requerimientos

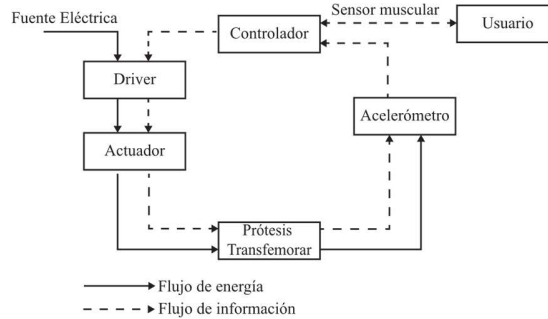
Se definieron los requerimientos de la prótesis transfemoral tomando en cuenta lo siguiente:

- Los sensores deben ser capaces de leer la actividad muscular del bíceps femoral y del cuádriceps femoral, los cuales permiten el movimiento de flexión y extensión.
- Se debe tomar en cuenta la estatura de 165 cm del usuario para el diseño de la prótesis.
- El peso de la prótesis debe ser de aproximadamente 9 Kg
- El peso 65 Kg del usuario de la prótesis transfemoral se deberá tomar en cuenta para el diseño.
- Las actividades musculares deben encontrarse en un rango de 300 mV a 5 mV.
- El tamaño de la prótesis debe ser de 600 mm.
- La prótesis transfemoral debe ser capaz de soportar un tiempo de funcionamiento de 3.5 horas.

B. Diseño conceptual

En la figura 3 se presenta el concepto del sistema de prótesis femoral controlado por medio de señales musculares con base a lo desarrollado en Ponce et al. (2018) y Morales et al. (2017).

Figura 3. Concepto de prótesis transfemoral.



Fuente: Vergara Ortiz (2019)

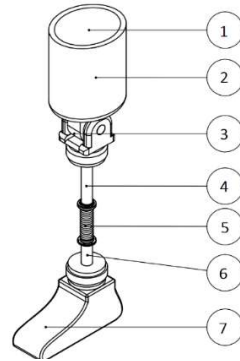
El concepto de prótesis femoral está formado por los siguientes elementos:

- Fuente eléctrica: consiste en una fuente de corriente directa que alimenta el actuador, circuito de control y sensores (sensor muscular y acelerómetro).
- Actuador: se planteó el uso de un actuador lineal para realizar los movimientos de flexión y extensión.
- Para este sistema se consideraron dos tipos de sensores, los cuales cumplen con diferentes funciones.
- Acelerómetro: realiza la retroalimentación del sistema, midiendo si la prótesis llegó a la posición deseada.
- Sensor muscular: hace las veces de interfaz debido a que es el elemento que le permite al usuario comunicarse con el sistema al tomar lecturas de los músculos para realizar los movimientos de flexión y extensión.
- Usuario: es la persona que ha sufrido una amputación transfemoral.
- Controlador: está compuesto de un microcontrolador programado con un algoritmo de control.
- Prótesis transfemoral: está conformada de un socket, suspensión, rodilla, pilar y pie, los cuales tienen la función de soportar el peso del usuario.

C. Diseño específico

En la figura 4 se presenta el modelo de la prótesis transfemoral y los diferentes componentes mecánicos que la conforman.

Figura 4. Modelo de Prótesis Transfemoral.



Fuente: Vergara Ortiz (2019)

En la tabla 1 se presenta la relación de la numeración de la figura y los elementos que componen la prótesis transfemoral robótica.

Tabla 1. Componentes prótesis robótica transfemoral.

Ítem	Componente
1	Suspensión
2	Socket
3	Rodilla
4	Pilar
5	Resorte de compresión
6	Amortiguador de impacto
7	Pie

Fuente: Vergara Ortiz (2019)

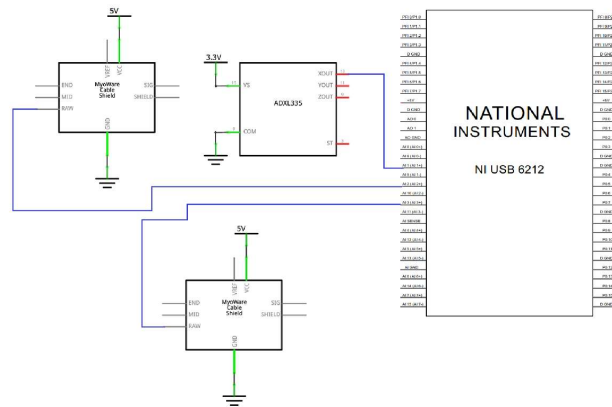
El socket, la suspensión, mecanismo de la rodilla y el pie deben ser fabricados utilizando termoplásticos para que no ejerza presión sobre el muñón del paciente. El termoplástico seleccionado fue el copolímero de polipropileno (PP copolímero), el cual es polímero semicristalino, con un punto de fusión aproximado de 160 °C y una baja densidad de 0.9 -0.915. Entre sus principales ventajas se tiene resistencia a la fatiga de flexión, resistencia a la ruptura por impacto y larga vida útil (Ecured, 2018).

Para la suspensión se escogió el material PE-Lite (foam de Polietileno), que dará un recubrimiento suave a la prótesis transfemoral. Entre sus principales ventajas se encuentra: absorción del impacto, excelente acolchonamiento, resistencia a la abrasión, resistencia a la rasgadura y resistencia a la aplastadura (Ecured, 2018).

Debido a sus propiedades mecánicas como la resistencia a la tensión, resistencia a la fluencia, módulo de elasticidad, las cuales cumplen con los diferentes parámetros para el diseño de la prótesis y su bajo costo del aluminio es el material escogido para el uso en la fabricación de una prótesis transfemoral.

La fuente de información son las señales electromiográficas proporcionadas por el músculo, las cuales se utilizan para controlar la prótesis transfemoral. En la figura 5 se muestra el esquema utilizado para captar las señales obtenidas del músculo, las cuales serán enviados al computador por medio de una tarjeta de adquisición de datos de National Instruments (NI) USB 6212.

Figura 5. Esquema Sistema de Adquisición de datos.



Fuente: Vergara Ortiz (2019)

Materiales utilizados:

- Dos sensores musculares: MyoWare AT-04-001
- Acelerómetro: ADXL 335
- Tarjeta de adquisición de datos: NI USB 6212

Los electrodos de los sensores musculares se ubicaron en el bíceps y cuádriceps femorales. Se colocaron los electrodos en el centro de los músculos que se desea medir, el tercer electrodo; electrodo de referencia se colocó sobre una parte muscular no cercana al músculo que se desea adquirir los datos.

Adquisición de datos

Para la adquisición de datos se seleccionaron seis personas entre los 23 y 27 años; además, no debían tener ningún tipo de lesión muscular con anterioridad. Las personas seleccionadas realizaron movimientos de flexión y extensión de la pierna durante 20 segundos.

Para conocer la posición de la pierna durante el movimiento realizado por cada una de las personas seleccionadas, se utilizó un acelerómetro colocado en el tobillo junto con una pesa para estabilizar el movimiento. La frecuencia utilizada para realizar la adquisición de datos tanto de los sensores musculares como del acelerómetro fue de 1000 Hz.

Análisis de datos

Los datos adquiridos por medio de los sensores musculares fueron filtrados utilizando tres diferentes pasos: filtro pasa alto con frecuencia de corte de 10 Hz, paso bajo con frecuencia de corte de 400 Hz y un filtro paso de banda cortando frecuencias de 58 a 62 Hz, mientras que para filtrar los datos obtenidos por el acelerómetro se utilizó un filtro paso bajo con frecuencia de corte de 10 Hz.

Una vez filtrados los datos se realizó un análisis espectral utilizando el método de Welch. Asimismo, se calcularon las variables estadísticas: media cuadrática (RMS), media absoluta (MEDABS) y el cruce por cero (ZC).

Con los datos procesados se transformaron los valores de los sensores musculares, valores estadísticos de media cuadrática y los valores generados por el acelerómetro a un rango de -1 a 1. Se realizaron estos cambios para luego entrenar a la neurona y que el sistema realice los movimientos requeridos.

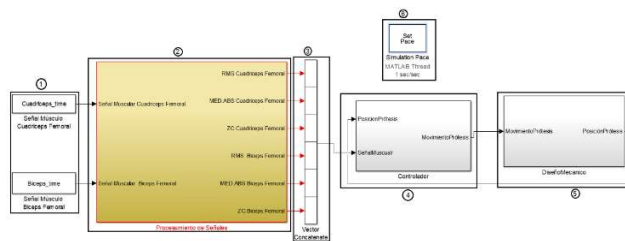
Entrenamiento Red Neuronal

Se entrenó a la red neuronal utilizando los valores estadísticos obtenidos previamente como entrada. Los ángulos obtenidos con el acelerómetro se utilizaron como salida. La red neuronal consistió en 3 entradas, una capa oculta de 12 entradas y una capa de 1 salida debido a que generó un error de menor valor en comparación con otra cantidad de entradas.

D. Integración del sistema

Todos los elementos diseñados se integraron por medio de una herramienta de simulación. La herramienta permitió la integración de los subsistemas Procesamiento de Señales, Controlador y Modelo de prótesis realizado en una herramienta CAD (figura 6).

Figura 6. Integración de los subsistemas mecánico y control.



Fuente: Vergara Ortiz (2019)

El elemento 1 de la figura 6 muestra los bloques de las señales obtenidas por los sensores musculares, los cuales son el inicio para la generación de movimiento. El elemento 2 muestra el bloque de procesamiento de señales en este bloque se obtiene los valores estadísticos como son el RMS, media absoluta y el cruce por cero de cada una de las señales. El elemento 3 se usó un vector concatenante, el mismo que permite generar una matriz de 6x1 necesaria para la entrada de la red neuronal. El elemento 4 es el bloque de control en el cual se encuentra la red neuronal previamente entrenada, así como también la máquina de estados para la generación de movimiento. El elemento 5 (diseño mecánico) corresponde al ensamblaje de la prótesis. Se usó un *Simulation Pace* mostrado (elemento 6) para que la simulación indique que en la simulación 1 segundo corresponde a 1 segundo.

RESULTADOS Y DISCUSIÓN

Se comprobó, por medio de una matriz de correlación (tabla 2), que los datos de entrada y de salida con los que se entrenó la red neuronal no tienen relación el uno con otro mostrando que los datos no son lineales.

Tabla 2. Tabla de correlación.

	RMS	Med Absoluta	ZC	θ
RMS	1.0000	0.2820	0.2039	-0.3849
Med Absoluta	0.2820	1.0000	-0.0142	-0.1812
ZC	0.2039	-0.0142	1.0000	-0.1706
θ	-0.3849	-0.1812	-0.1706	1.0000

Fuente: Vergara Ortiz (2019)

A. Movimiento extensión de pierna

En la tabla 3 se muestran los resultados por medio del porcentaje de acierto en la predicción del movimiento de extensión de la pierna para cada una de las personas que formaron parte del estudio.

Tabla 3. Predicción de movimiento de extensión.

Persona	% Acierto de predicción de movimiento
1	85.75%
2	90.87%
3	100%
4	95.27%
5	75.89%
6	97.80%

Fuente: Vergara Ortiz (2019)

Para cuantificar el desempeño del algoritmo de red neuronal se realizaron matrices de confusión, una por cada actividad y por cada salida de la red neuronal. (tabla 4).

Tabla 4. Matriz de confusión del movimiento de extensión.

		Predicción		
		Positivos	Negativos	Sumatoria
Observación	Positivos	VP= 207	FN= 85	VP+FN=292
	Negativos	FP= 25	VN= 13	FP+VN= 38
	Sumatoria	VP+FP= 232	FN+VN= 98	330

Fuente: Vergara Ortiz (2019)

Donde:

- VP = cantidad de positivos que fueron clasificados correctamente.
- VN = cantidad de negativos que fueron clasificados correctamente.
- FP = cantidad de positivos que fueron clasificados como negativos.
- FN = cantidad de negativos que fueron clasificados como positivos.

Conociendo estos valores se realizaron los siguientes cálculos:

Exactitud = 85.95 %

Tasa de error = 22.85 %
 Sensibilidad = 95.05 %
 Especificidad = 15.87 %
 Precisión = 89.78%
 Valor de predicción negativo = 12.78 %

Con los datos calculados se puede concluir que la red neuronal tiene una exactitud del 85.95% y una precisión del 89.78% en el reconocimiento del movimiento de extensión de la pierna.

B. Movimiento flexión de pierna

En la tabla 5 se muestra los resultados por medio del porcentaje de acierto en la predicción del movimiento de flexión de la pierna para cada una de las personas que formaron parte del estudio.

Tabla 5. Predicción del movimiento de flexión.

Persona	% Acierto de predicción de movimiento
1	80.75%
2	95.87%
3	100%
4	75.27%
5	70.89%
6	90.80%

Fuente: Vergara Ortiz (2019)

La tabla 6 muestra los resultados de la matriz de confusión del movimiento de extensión de la pierna.

Tabla 6. Matriz de confusión del movimiento de flexión.

		Predicción		
		Positivos	Negativos	Sumatoria
Observación	Positivos	VP= 230	FN= 65	VP+FN=295
	Negativos	FP= 15	VN= 20	FP+VN= 35
	Sumatoria	VP+FP= 245	FN+VN= 85	330

Fuente: Vergara Ortiz (2019)

Conociendo estos valores se realizaron los siguientes cálculos:

Exactitud = 75.75 %
 Tasa de error = 24.24 %
 Sensibilidad = 93.87 %
 Especificidad = 23.52 %
 Precisión = 75.78%
 Valor de predicción negativo = 15.8 %

Una vez que se realizaron los cálculos se pudo obtener lo siguiente: la red neuronal tiene una exactitud de 75.75%, una sensibilidad del 93.87% y una precisión del 75.78% de reconocimiento de movimiento de flexión.

diseñó un mecanismo que permite extender y flexionar la rodilla en un rango de 0° a 90° con materiales que se utilizan frecuentemente en la fabricación prótesis y órtesis.

Se diseñó un sistema de adquisición de datos musculares y de posición de la pierna necesarios para el entrenamiento de la red neuronal. Se estableció un sistema que puede ser usado por el usuario final.

Se diseñó un sistema de control basado en una red neuronal, mismo que tiene un error de 20% de predicción de los movimientos de flexión y extensión.

REFERENCIAS

Consejo Nacional para la Integración de la Persona con Discapacidad, CONADIS (2017). Estadísticas | CONADIS. <https://www.consejodiscapacidades.gob.ec/estadisticas-de-discapacidad/>

Consejo Nacional para la Igualdad de Discapacidades, CONADIS (2017). Agenda Nacional para la Igualdad de Discapacidades 2017-2021. <https://www.consejodiscapacidades.gob.ec/agenda-nacional-para-la-igualdad-de-discapacidades-2017-2021/>

Curbelo Salud (2018). Partes de una prótesis de pierna - Ortopedia. <Http://Curbelo.Es/Partes-de-Una-Protesis-de-Pierna/>

Ecured (2018). *Termoplástico*. <https://www.Ecured.Cu/Termopl%C3%A1stico>

Ingenierure Verein Deutscher (2004). Entwicklungsmethodik für mechatronische Systeme Design methodology for mechatronic systems VDI 2206. In *Design. Browse Issue*, 6(54), p. 118. <https://doi.org/10.1002/mawe.19740050417>

Instituto Nacional de Estadística y Censos (2017). *Censo 2017*. <http://www.Ecuadorencifras.Gob.Ec/?S=discapacidad>

Morales, M., Mosquera, G., Sánchez, M., & Chamorro, W. (2017). Upper Limb Exoskeleton Design and Implementation to Control a Robotic Arm. 2017 International Conference on Information Systems and Computer Science (INCISCOS), pp. 73–78.

National Institute of Biomedical Imaging and Bioengineering. (2018). *Piernas Robóticas Motorizadas – Saltando Hacia el Futuro*. <https://www.Nibib.Nih.Gov/Espanol/Ciencia-Highlights/Piernas-Rob%C3%B3ticas-Motorizadas-%E2%80%93-Saltando-Hacia-El-Futuro>

Ponce, R., Mosquera, G. M., Velarde, P. & Moya, M. (2018). Design and Construction of an Automatic Transport System Inside the Home for People with Reduced Mobility. 2018 International Conference on Information Systems and Computer Science (INCISCOS), pp. 88–93. <https://doi.org/10.1109/INCISCOS.2018.00021>

Vergara Ortiz, S. (2019). *Diseño y simulación de un prototipo de prótesis robótica transfemoral*. UTE.

Xakata (2018). *Prótesis Biom*. <https://www.Xataka.Com/n/Estas-Son-Las-Piernas-Roboticas-Que-Quieren-Poner-Fin-a-Las-Discapacidades>.