

**IDENTIFICACIÓN DEL COMPORTAMIENTO DE
PARÁMETROS BIOMECÁNICOS EN LA
ALINEACIÓN ESTÁTICA DE PRÓTESIS
TRANSTIBIALES UTILIZANDO SVM'S
IDENTIFICATION OF BIOMECHANICAL
PARAMETERS IN THE STATIC ALIGNMENT OF
TRANSTIBIAL PROSTHESIS USING SVM'S**

<<Lely Adriana Luengas Contreras, Luis Alexander Penagos Marcelo>>

<<Ingeniería Electrónica, Estudiante Ingeniería en Control>>, <<Magister en Ingeniería
Electrónica>>, <<Docente, Estudiante>>, <<Colombia>>, <<Bogotá>>, Contacto:<<
lelyluco@gmail.com, kamajan69@hotmail.com>>

RESUMEN

El Programa Presidencial para la Acción Integral contra Minas, dependencia del Departamento Administrativo de la Presidencia de la República, reporta que entre 1990 y noviembre de 2014 se han tenido más de 10000 víctimas de minas antipersona y uno de sus fenómenos más concurrente es la pérdida de partes del cuerpo, liderando las amputaciones transtibiales (Dirección Contra las Minas, 2016).

Teniendo en cuenta que el método más utilizado para la rehabilitación del amputado es la prótesis, la adaptación protésica requiere de procesos y procedimientos que van de acuerdo a cada individuo, existiendo algunos generalizados tal como la alineación de la prótesis (Amputee Coalition of America, 2016). La alineación es el elemento clave de una función

protésica óptima; la relación de ubicación entre la prótesis y la persona, así como entre los componentes de la prótesis, afectan críticamente el desempeño funcional y el confort de la persona, porque se altera la distribución de peso que se transfiere entre la extremidad residual y el suelo (Salgado, 2012).

Este trabajo plantea un modelo computacional para la identificación de la afectación de la alineación de prótesis transtibiales sobre parámetros biomecánicos, validando la metodología con datos obtenidos experimentalmente. Adicionalmente, con este algoritmo se busca construir un sistema de apoyo al técnico protesista que permita mejorar el proceso de rehabilitación de una persona que usa prótesis transtibial, a partir del uso de herramientas computacionales que muestren la relación entre los datos de la postura de un paciente contra un modelo que muestra los parámetros de ajuste correctos.

Palabras Clave: Alineación estática, Amputación, Transtibial.

ABSTRACT

The Presidential Program for Comprehensive Mine Action dependence of the Administrative Department of the Presidency of the Republic, reports that between 1990 and November 2014 have been more than 10,000 landmine victims and one of its most concurrent phenomena is the loss of body parts, leading the transtibial amputations (Dirección Contra las Minas, 2016). Given that the preferred method for the rehabilitation of the amputee's prosthesis, prosthetic fitting requires processes and procedures are in accordance with each individual, and there is some generalized as the alignment of the prosthesis. The (ottobock, 2016) alignment is the key to an optimal prosthetic function element; location relationship between the prosthesis and the person and between the components of the prosthesis, critically affect functional performance and comfort of the person, because the weight distribution that is transferred between the residual limb and the soil is disturbed.

This work presents a computational model for the correction of the positions in the alignment of transtibial prosthesis, validating the methodology with data obtained experimentally. Finally this algorithm is looking to build a support system prosthetist technician that allows to improve the rehabilitation process of a person using transtibial prosthesis, through the use of computational tools that show the relationship between the data in the posture of a patient against a model showing the correct setting parameters.

Keywords: *Static alignment, Amputation, Transtibial.*

INTRODUCCIÓN

En Colombia, las amputaciones no solo se dan por causas cardiovasculares o traumáticas, sino que a raíz del conflicto armado las amputaciones por minas antipersonales van en aumento, según cifras del Programa Presidencial para la Acción contra las Minas Antipersonales entre enero de 1990 y noviembre de 2014 fueron reportadas 10.993 víctimas, 2.202 perdieron la vida y 8.791 sufrieron heridas, siendo predominante la amputación en miembro inferior (Dirección Contra las Minas, 2016).

La prótesis es el método más utilizado para la rehabilitación del amputado; la prótesis de miembro inferior es un sistema que reemplaza una parte de los miembros inferiores del cuerpo humano y tiene como finalidades: suplir la morfología anatómica de los miembros inferiores y facilitar la función global tanto para la postura bípeda como para la marcha (locomoción) (Castellanos, 2015).

Con una amputación por debajo de rodilla el elemento a utilizar es la prótesis transtibial, que cuenta con los siguientes componentes básicos: pie, elementos de conexión, encaje (socket en inglés) y el sistema de suspensión (Ver figura 1) (Amputee Coalition of America, 2005).



Figura 1. Prótesis transtibial utilizada por los pacientes que intervinieron en el estudio. Se muestra la prótesis completa y el pie de carbono de alta actividad (Amputee Coalition of America, 2004).

La adaptación de prótesis para personas con amputación transtibial requiere de procedimientos y procesos que van de acuerdo a cada individuo, uno de estos procedimientos es la alineación de la prótesis, denominada alineación femorotibial; ésta se refiere a la relación espacial entre el socket protésico y el pie. Después de la alineación de banco durante la fabricación de la prótesis, se realiza la alineación estática para verificar la posición correcta de los componentes durante la bipedestación y por último la alineación dinámica donde se observa el comportamiento de la prótesis en marcha. La alineación estática busca proveer un patrón de marcha apropiada y por tanto un bajo consumo energético, así como la disminución de presiones en la zona distal del muñón (Lannon, 2003) (Luengas, Camargo, & Sánchez, 2013). La alineación estática de prótesis se realiza generalmente a través del método de observación visual, en el cual médicos y técnicos partiendo de su experiencia establecen de manera subjetiva la posición de la prótesis en relación con las partes anatómicas del amputado, y posteriormente ajustan los componentes de la prótesis de manera empírica (Blumentritt, 1997).

Las máquinas de Soporte Vectorial (*SVM's*, por su siglas en inglés) son grupos de algoritmos de aprendizaje que son usados para la clasificación y regresión de datos, dados un conjunto de datos de entrenamiento se puede predecir una nueva muestra. Este método se basa en la

representación espacios vectoriales definidos, aumentando sus dimensiones hasta un punto donde sea fácilmente operable, estos se encuentran dentro del grupo de algoritmos de aprendizaje supervisado y se usan con la finalidad de resolver problemas numéricos de clasificación o regresión. Para su construcción se deben emplear conjuntos de datos de entrenamiento (muestras), las cuales pueden ser etiquetadas para construir un modelo que prediga una nueva muestra (kernel machines, 2016). La idea principal consiste en realizar un mapeo de los datos de entrada a un espacio de mayor dimensión a través de una técnica de mapeo no lineal (Ejemplo una regresión usando mínimos cuadrados o potencias).

Esta investigación propone un modelo basado en *SVM's* para observar la incidencia de la alineación estática sobre los parámetros biomecánicos presentes en amputados transtibiales unilaterales a causa de minas antipersona y usuarios de prótesis por debajo de rodilla. A partir de este modelo computacional se observará la afectación de los parámetros biomecánicos con diferentes tipos de ubicación angular del socket. El modelo está sujeto a condiciones propias del individuo y características de la prótesis, tales como parámetros antropométricos, causa de la amputación, tipo de pie protésico, sistema de suspensión, entre otros.

METODOLOGIA

Para el desarrollo del modelo de alineación estática en amputados se conformó un grupo interdisciplinario compuesto de un Médico Protesista, un Ingeniero Electrónico y un Estudiante de Ingeniería en Control, quienes diseñaron los protocolos para el registro integral de los datos clínicos, la antropometría, datos biomecánicos, y propusieron el modelo computacional. Los datos clínicos registrados fueron parámetros biomecánicos presentes en la alineación estática, tales como rangos articulares de los segmentos de miembro inferior, distribución de peso en las superficies plantares y ubicación del centro de presión (COP).

Se realizaron tres sesiones para la toma de datos en un amputado transtibial unilateral a causa de trauma por minas antipersona, usuario de prótesis con suspensión por liner y pin y pie en

fibra de carbono de alta actividad, con uso adecuado de prótesis por más de un año y marcha independiente, la Figura 1 muestra la prótesis utilizada por el paciente que intervino en el estudio. El intervalo de toma de muestras fue de mínimo dos días.

En el estudio se utilizó el sistema Pedar® (Novel, Alemania) para la toma de datos de la distribución de fuerzas plantares y ubicación del COP (Boston, 1); y el sistema Biometrics Ltda® (Biometrics LTDA, 2016) para la medición de los ángulos de los segmentos articulares (Biometrics LTDA, 2016).

El protocolo utilizado en el estudio para la medición de cada sujeto se muestra en la figura 2.

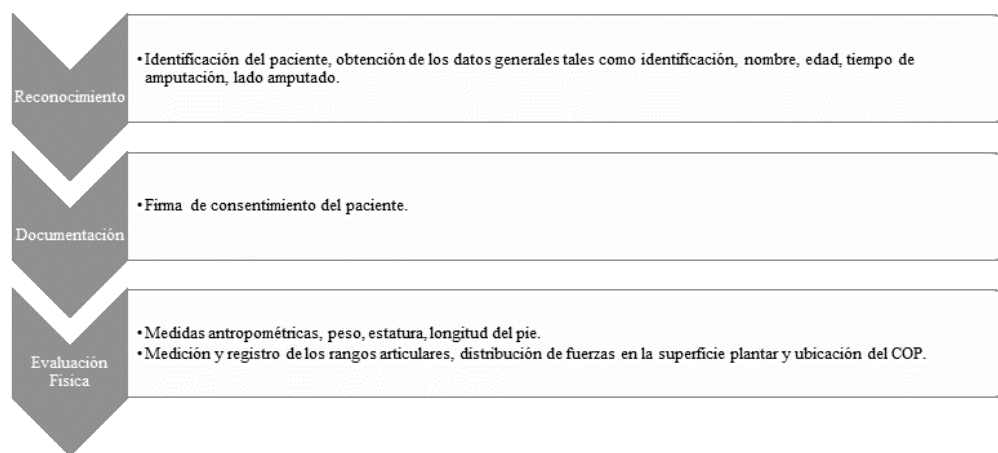


Figura 2. Metodología

Análisis de la Información

Para la medición, los sistemas se instalaron en el Hospital Militar Central (Bogotá, Colombia). El estudio fue desarrollado utilizando guías 2D para controlar la posición de los pies y de bipedestación durante la toma de muestras. Las guías colocan los pies del sujeto con puntos medios del talón a 150 mm de distancia y con un ángulo de progresión de 8° (Luengas, Gutierrez, & Camargo, 2014). Al inicio de cada sesión, se realizó un procedimiento de calibración utilizando la guía 2D.

El sujeto seleccionado fue evaluado por un médico antes de iniciar cada sesión de toma de datos. Se hizo énfasis en las extremidades inferiores para que cumplieran con los requisitos de inclusión mencionados. Se informó e instruyó sobre la forma de realizar las mediciones. Se le

pidió al paciente estar en posición de bipedestación estática y lo más uniformemente posible durante 15 segundos para registrar los datos (Figura 3).

Durante el período de registro, el paciente debía ver una pared blanca que se encontraba frente a él. Se tuvo cuidado para asegurar que el paciente permaneciera en ángulo recto hacia adelante sin distracciones visuales.

La variable independiente es la ubicación angular sagital del socket; las dependientes ángulo de cadera, rodilla y tobillo tanto de lado amputado como contralateral, distribución de fuerzas plantares y ubicación del COP.

La distribución de los datos presentados tiene una mediana mostrada en la tabla 1, esta medida se escogió debido a que permite eliminar los datos atípicos de la población (Vector de datos resultante), pero también se buscaba reducir en gran parte la asimetría entre el modelo experimental y el real, por consiguiente se calcularon la desviación estándar, media (tabla 2) y el error absoluto medidas que permitían evaluar la calidad del modelo, porque al ser muy lejanas a un valor de referencia (Valores prácticos y la mediana) se procedía a mejorar el modelo.

Se midió la ubicación de centro de presión (COP) en el lado amputado (A) y en el no amputado (NA), en alineación, en flexión (ángulos positivos) en 2, 4 y 6 grados y en extensión (ángulos negativos) también en 2, 4 y 6 grados, así como los valores de distribución de fuerzas plantares y al ángulo de cadera, rodilla y tobillo, tanto del lado amputado como el contralateral. Los ángulos están medidos en grados, el COP en milímetros y la distribución de fuerzas en porcentaje.

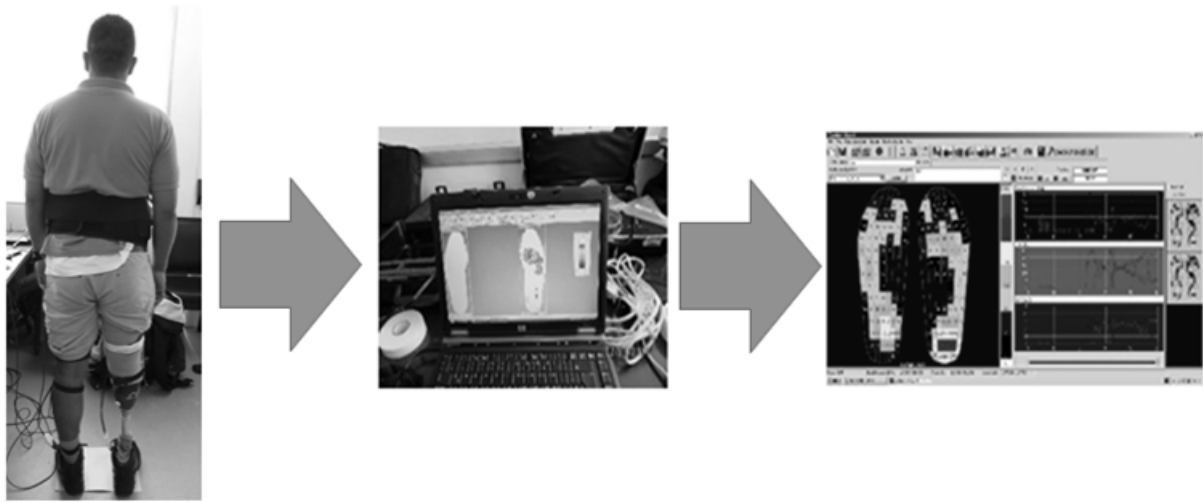


Figura 3. Configuración del sistema para realizar las mediciones de distribución de presión plantar en persona amputadas por minas antipersona.

Tabla 1. Mediana del rango del modelo medido en los segmentos inferiores, distribución de fuerzas plantares y de ubicación del Centro de Presión en el lado amputado y no amputado del sujeto de prueba. Los valores negativos del ángulo del socket hacen referencia a la posición en extensión, los positivos en flexión y el 0 en alineación.

ANGULO DEL SOCKET	LADO NO AMPUTADO						LADO AMPUTADO					
	CAD	ROD	TOB	X	Y	%	CAD	ROD	TOB	X	Y	%
-6	-1.07	3.38	6.08	58.11	71.36	46.19	1.13	-1.36	-0.33	31.76	149.99	52.81
-4	1.85	3.29	2.57	55.09	80.69	48.23	-0.8	-1.46	-1.06	28.18	158.9	51.77
-2	2.35	2.86	2.86	57.94	89.32	42.78	-2.19	-0.81	-0.73	26.95	147.44	57.22
0	-0.49	-0.75	0.57	55.15	115.02	50.43	0.16	-0.35	-0.01	28.96	144.67	49.57
2	-1.01	1.44	2.30	54.99	104.91	51.13	0	3.82	0.67	28.21	131.84	48.87
4	-1.69	2.26	5.02	54.48	90.47	52.93	-0.12	8.16	1.34	27.77	119	47.07
6	-0.49	1.16	3.54	53.46	128.29	47.10	-2.53	7.16	0.56	29.56	122.43	52.90

Fuente: Elaboración Propia

SUPPORT VECTOR MACHINE (SVM's)

En esta investigación se realizó una reconstrucción de señales utilizando máquinas de soporte vectorial, las cuales a partir de un conjunto de datos clasificados en dos posibles categorías (CATEGORIA 1= ANGULO DEL SOCKET, CATEGORIA 2= CADERA, RODILLA, TOBILLO O PORCENTAJE DE APOYO), producen un algoritmo capaz de predecir el dato de la categoría 2 según el valor de la categoría 1.

Este método de clasificación supervisada permite que los datos de entrada (los puntos) sean vistos como un vector p -dimensional (una lista de p números), donde la SVM busca un hiperplano que separe de forma óptima a los puntos de una clase de la de otra, que eventualmente han podido ser previamente proyectados a un espacio de dimensionalidad superior (Ver Figura 4) (Joachims, 2016).

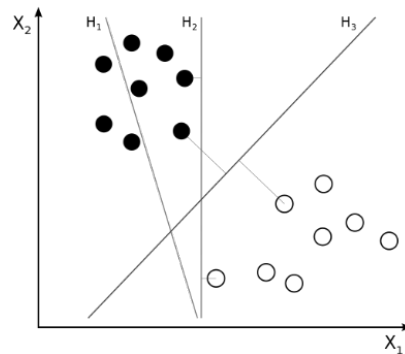


Figura 4. Ejemplo de Hiperplano (Joachims, 2016).

Los modelos basados en *SVM's* se basan en redes neuronales. Usando una función kernel, resultan un método de entrenamiento alternativo para clasificadores polinomiales, funciones de base radial y perceptrón multicapa (Joachims, 2016).

El entrenador utilizado en este proyecto es de tipo polinomial debido a la densidad de los datos y también es el que mejor se adapta a la distribución de los mismos, esto se puede observar en el numeral de resultados, y un ejemplo de cómo se relacionan estos datos en la figura 5.

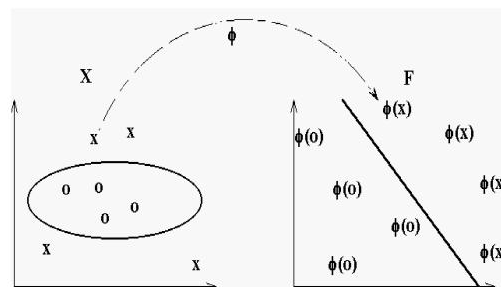


Figura 5. Kernel polinomial (Joachims, 2016).

RESULTADOS

Se obtuvo un modelo computacional que permite predecir el comportamiento de los parámetros biomecánicos presentes en la alineación estática de prótesis de un paciente amputado transtibial víctima de minas antipersona usuario de prótesis.

La figura 6 muestra un diagrama de funcionamiento del algoritmo desarrollado, donde el vector de entrada es la masa del individuo y la posición angular del socket, las salidas del sistema son los ángulos de cadera, rodilla y tobillo, posición COP y distribución de fuerza en cada pie, estos datos son representados mediante curvas de respuesta, las cuales son comparadas en base a los datos reales y los errores estadísticos mostrados en la tabla 2.

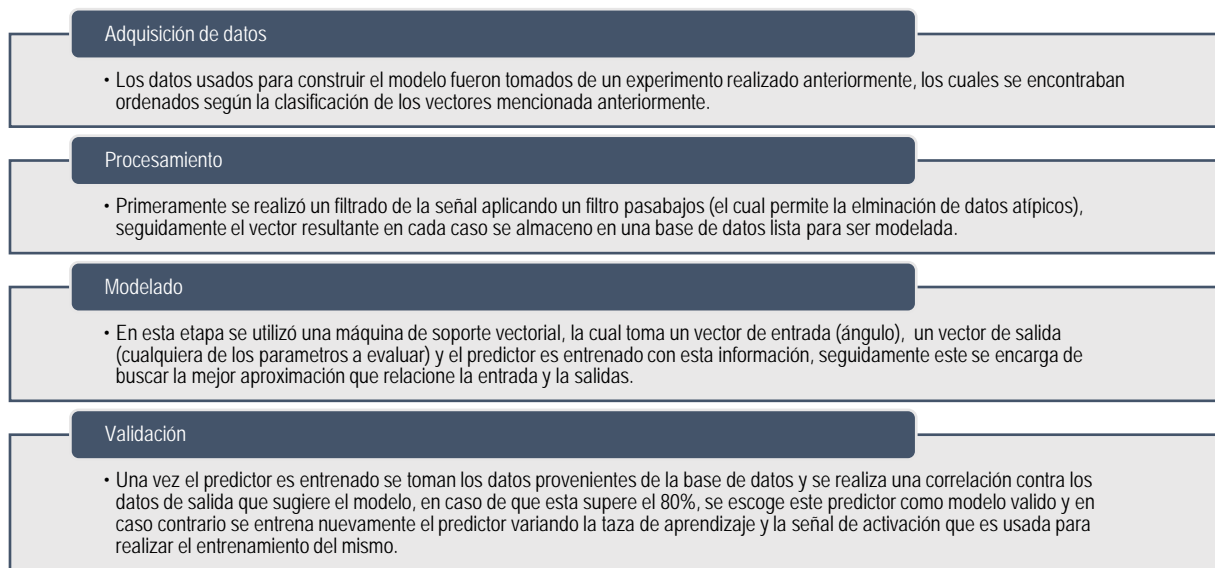


Figura 6. Algoritmo

Tabla 2. Datos Modelo Numérico

	CADNA	RODNA	TOBNA	CADA	RODA	TOBA	FNA	FA	%NA	%A	XA	XNA	YA	YNA
Media	-0,5	2,2	2,9	-0,3	-0,4	0	48,87	51,13	55,57	98,89	28,40	144,57	31,77	33,23
Desv. Estándar	0,98	0,79	0,69	0,5	0,95	0,3	0,25	0,2	0,14	0,16	0,1	0,128	0,91	0,4
Error Estándar	0,4	0,33	0	0,15	0,138	0,29	0,276	0,277	0,136	0,134	0,94	0,92	0,113	0,393

TERMINACIÓN NA= LADO NO AMPUTADO, A=LADO AMPUTADO

Fuente: Elaboración Propia

Los resultados presentados usando el algoritmo permiten graficar los datos experimentales contra los datos del modelo (Ver Figura 7), el modelo fue desarrollado para predecir variaciones de flexión del socket con diferentes ángulos ($-6^\circ, -4^\circ, -2^\circ, 0^\circ, 2^\circ, 4^\circ, 6^\circ$) y como medida de validez de los resultados se utilizó la correlación entre los datos suministrados por el modelo y la base de datos original (Sin Filtrar) de entrenamiento (como criterio de aceptación se optó por que la validación fuera mayor al 80%, basados en (Dolado, 1998)) como se muestra en la tabla 3.

Los valores de cadera, rodilla y tobillo se dan en grados, el XA, XNA, YA y YNA en mm, el porcentaje apoyo en porcentaje (%) y los valores se pueden visualizar en un intervalo de tiempo o en variaciones de ángulo (Ver figura 7 y 8).

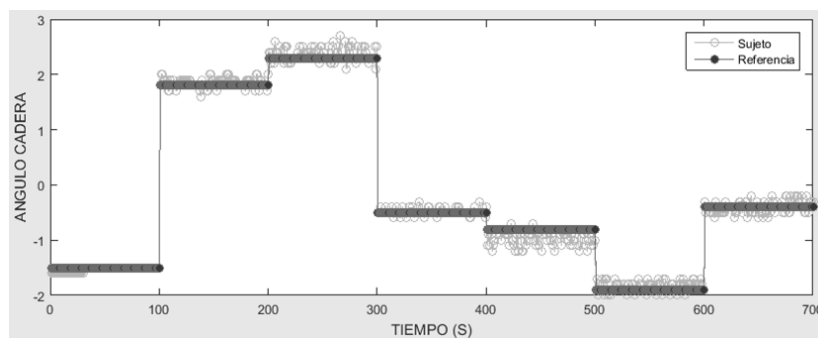


Figura 7. Modelado Representado en un Gráfico de Valor Esperado Contra Tiempo.

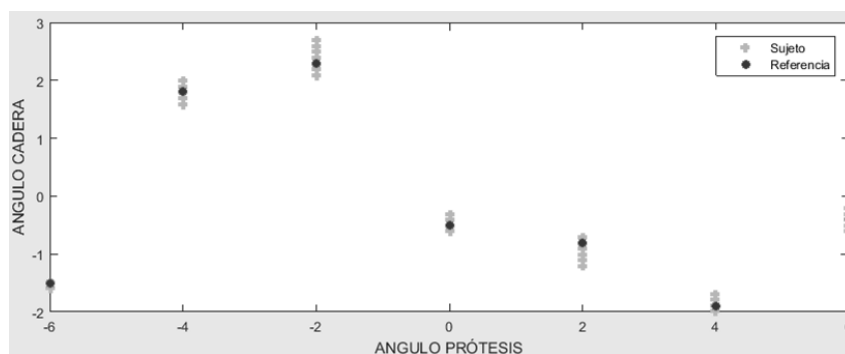


Figura 8. Modelado Representado en un Gráfico de Valor Esperado Contra Angulo.

Tabla 3. Grado de Similitud

PARTE DEL CUERPO	GRADO DE SIMILITUD	
	LADO AMPUTADO	LADO NO AMPUTADO
CADERA	0.9678	0.9972
RODILLA	0.9898	0.9963
TOBILLO	0.9745	0.9988
%APOYO	0.9900	0.9072
FUERZA DE APOYO	0.9237	0.9148
COORDENADA X COP	0.9311	0.9623
COORDENADA Y COP	0.9458	0.9949

El Grado De Similitud Esta En El Rango De Valores De [0,1], Donde 0 = No Hay Similitud y 1 = Totalmente Parecida

Fuente: Elaboración Propia

CONCLUSIONES

A partir del análisis estadístico de las comparaciones realizadas entre el modelo desarrollado y un estudio realizado en el Hospital Militar Central (el cual permitió obtener datos experimentales de la alineación estática de prótesis en amputados transtibiales), se realiza una representación de los diferentes ángulos descritos por una persona en alineación estática que use prótesis transtibial, haciendo uso de un algoritmo basado en *VRM's* altamente predictivo; comprobado mediante resultados que muestran grados de similitud mayores al 90%, teniendo en cuenta que el criterio de aceptación era de 80%.

Las *SVM's* se adaptan a las dispersiones de datos llevándolos a espacios complejos que no pueden ser representados gráficamente, a esto se asocia el costo computacional debido a que la generación de estos modelos toma alrededor de 5 Horas, sin contar el uso de la métrica de validación (si se hubieran usado una matriz de confusión este proceso sería aún más lento debido a que la generación de cada matriz toma alrededor de 2 Horas), por eso se optó en usar la correlación como medida de validación ya que su costo computacional es bajo (toma alrededor de 30 segundos hacer una correlación) y lo esperado es que la aplicación sea lo más rápida posible.

Según el análisis de los datos se puede observar una tendencia al valor medio en cada medición, lo que significa que así haya muchas variaciones durante la toma de las muestras el comportamiento reflejado sobre la extremidad va a ser el valor medio del total de muestras obtenidas.

REFERENCIAS

- Amputee Coalition of America. (2004). *Atletas Paralimpicos: Equipados para el Futuro*. INMOTION.
- Amputee Coalition of America. (2005). *Alternativas para la suspensión tibial; Military step*. EEUU.
- Amputee Coalition of America. (2016, 02 11). Retrieved from <http://www.amputee-coalition.org/>
- Biometrics LTDA. (2016, 2 2). *Reino Unido*. (Biometrics Ltd) Retrieved from <http://www.biometricsltd.com/>
- Blumentritt. (1997). New biomechanical method for determination of static prosthetic alignment. *Prosthetics and Orthotics International. Department of Research, Otto Bock Orthopaedic Industry, Duderstadt, Germany.*, 21, 107-113.
- Boston, T. (1, 2 2016). *Barefoot Pressure Measurement Systems*. Retrieved from <http://www.tekscan.com/barefoot-pressure-measurement-systems>
- Castellanos, C. A. (2015). *Modelamiento de la Marcha Humana con prótesis de Miembro Inferior Mediante Herramientas de Simulación Dinamica (Una Aplicación en OPENSIM)*. Bogota-Colombia: Universidad Nacional de Colombia-SEDE BOGOTA-.
- Dirección Contra las Minas. (2016, 02 04). Retrieved from <http://www.accioncontraminas.gov.co/estadisticas/Paginas/victimas-minas-antipersonal>.
- Dolado, J. (1998). Genetic Programming, Neural Network and Linear Regression in software Project Estimation. *University of the Basque Country*, 157-170.
- Joachims, T. (2016, 02 04). *SVM*. (University of Dortmund) Retrieved from <http://svmlight.joachims.org/>
- kernel machines. (2016, 04 02). *kernel machines*. Retrieved from <http://www.kernel-machines.org/>
- Lannon, N. (2003). Alineación Transtibial. *Alineación de banco normal*, 12-14.
- ottobock. (2016, 02 08). *Elección del encaje, diferentes modos de suspensión y la importancia del alineamiento*. Retrieved from <http://www.ortomedicalcare.com/docs/ponencias/ponencias2010/ponencia6.pdf>
- Salgado, S. S. (2012). *Alineación en Prótesis de Miembro Inferior por Encima de Rodilla*. Envigado: EIA.
- Luengas, L. A., Camargo, E., & Sánchez, G. (2013). Estudio de los rangos articulares en la bipedestación estática en personas normales vs . Amputados transtibiales. *Revista Tecnura*, 17, 60–68.
- Luengas, L. A., Gutierrez, M. A., & Camargo, E. (2014). Estudio de fuerzas en la bipedestación estática. *Visión Electrónica*, 8(2), 75–79.