



## 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 Luengas<sup>1</sup>, Luis Alexander Penagos Marcelo<sup>2</sup>

**Fecha de recepción:** 15 de febrero de 2016

**Fecha de aceptación:** 23 de agosto de 2016

**Cómo citar:** Luengas, L., & Penagos Marcelo, L. A. (2016). Identificación del comportamiento de parámetros biomecánicos en la alineación estática de prótesis transtibiales utilizando SVM'S. *Revista Tecnura*, 20 (Edición especial), 31-42. doi: 10.14483/udistrital.jour.tecnura.2016.SE1.a02

#### RESUMEN

**Contexto:** A nivel mundial se conocen como “amputados transtibiales” los amputados de segmento corporal por debajo de rodilla. La amputación tiene diversas causas, puede deberse a enfermedades del sistema vascular periférico, o lesiones tumorales como el cáncer, o a la ausencia o deficiencia congénita, o a traumatismos sufridos por accidentes, entre los que se tienen las minas antipersona. Hasta agosto de 2016 se calculan cerca de 10.000 víctimas de minas antipersona, y entre estas víctimas hay quienes tienen amputaciones transtibiales. Teniendo en cuenta que el método más utilizado para la rehabilitación del amputado es la prótesis, la adaptación protésica requiere de procesos y procedimientos, algunos generalizados como la alineación de la prótesis. Es importante conocer la afectación de los parámetros biomecánicos en la alineación.

**Método:** En esta investigación se planteó predecir y explicar los patrones de los parámetros biomecánicos de ángulos de las articulaciones de segmentos corporales inferiores, el centro de de presión (COP) y la distribución de peso en los amputados transtibiales durante la alineación estática. Se desarrolló un

modelo computacional haciendo uso de Máquinas de Soporte Vectorial (SVM's, por su siglas en inglés) de alineación transtibial durante bipedestación estática. Por otro lado, para tener los datos de alimentación del modelo, se realizó un estudio descriptivo transversal en el Hospital Militar Central en Bogotá, Colombia, donde se varió la ubicación angular sagital del encaje (*socket*, por sus siglas en inglés) de la prótesis y se midieron los parámetros. Un sujeto masculino con una amputación transtibial se ofreció como voluntario para el estudio. Al sujeto se le realizaron pruebas en tres ocasiones separadas a intervalos de dos días. La prótesis se alineó para estar en posición óptima para el sujeto y luego se cambió en +2°, +4°, +6°, -2°, -4° y -6° en el plano sagital.

Los datos cinemáticos y cinéticos se registraron simultáneamente mediante un análisis de posición de bipedestación estática. Los datos del ángulo del encaje de la prótesis fueron introducidos en un modelo de la alineación transtibial y los datos cinemáticos y cinéticos fueron predichos por el modelo computacional. La ubicación sagital del encaje fue la variable de entrada y las variables de salida fueron los parámetros biomecánicos. Se comprobó el desempeño

1 Ingeniera Electrónica, especialista en Pedagogía y Docencia Universitaria, magíster en Ingeniería Eléctrica, doctora en Ingeniería. Docente de la Universidad Distrital Francisco José de Caldas. Bogotá, Colombia. Contacto: [laluengasc@udistrital.edu.co](mailto:laluengasc@udistrital.edu.co)  
2 Ingeniero en Control. [kamajan69@hotmail.com](mailto:kamajan69@hotmail.com)

del modelo con la correlación entre los datos suministrados por el modelo y la base de datos original.

**Resultados:** Los datos recogidos en las mediciones permitieron generar una base de datos, y el análisis muestra que la distribución de los datos difiere para cada ubicación del socket. Se generó un modelo computacional que reproduce los hallazgos obtenidos en el estudio, y presenta un error inferior al 10%.

**Conclusiones:** La alineación adecuada de la prótesis es muy importante para las actividades normales del sujeto. La ubicación angular en flexo-extensión del socket incide en los rangos articulares de segmento de miembro inferior y ubicación del centro de presión, principalmente. El bajo error que presenta el modelo permite concluir que la máquina de soporte vectorial es un algoritmo de buen desempeño en el estudio de la alineación de prótesis; asimismo, las variables elegidas son adecuadas en la predicción de la alineación.

**Palabras Clave:** Alineación estática, Amputación, Máquinas de Soporte Vectorial, Transtibial.

## ABSTRACT

**Context:** The body segment amputees below the knee are globally known as "transtibial amputees". Diseases of the peripheral vascular system, or tumor lesions such as cancer, or the absence or congenital deficiency, or trauma suffered by accidents (including antipersonnel mines) can cause amputation. Until August 2016, the Presidential Program for Integral Action against Mines, a unit of the Administrative Department of the Presidency of the Republic, reports about 10.000 victims of antipersonnel mines, including transtibial amputations. Considering that the most widely used method for amputee rehabilitation is the prosthesis, prosthetic adaptation requires some generalized procedures, such as the alignment of the prosthesis, and it is important to know the affectation of the biomechanical parameters in such alignment.

**Mhethod:** In this research we plan to predict and explain the patterns of biomechanical parameters of lower body segment joints angles, Pressure Center

(COP) and weight distribution in transtibial amputees during static alignment. We developed a computational model using Vector Support Machines (VSMs) of transtibial alignment during static biped. On the other hand, in order to have the feeding data of the model, we performed a cross-sectional descriptive study at the Central Military Hospital in Bogotá, Colombia, where we varied the sagittal angular location of the prosthesis socket and measured the parameters. A male subject with a transtibial amputation volunteered for the study. The subject was tested on three separate occasions at two-day intervals. The prosthesis was aligned to be in optimal position for the subject and then changed into  $+2^\circ$ ,  $+4^\circ$ ,  $+6^\circ$ ,  $-2^\circ$ ,  $-4^\circ$  and  $-6^\circ$  in the sagittal plane.

We recorded the kinematic and kinetic data simultaneously by means of a static biped stationary position analysis. We introduced the prosthesis fitting angle data into a transtibial alignment model, and the computational model predicted kinematic and kinetic data. The sagittal location of the lace was the input variable and the biomechanical parameters, the output variables. We also verified the performance of the model with the correlation between the data supplied by the model and the original database.

**Results:** The data collected in the measurements allowed to generate a database, and the analysis shows that the distribution of the data differs for each location of the fit. We generated a computational model that reproduces the findings obtained in the study, and presents an error lower than 10%.

**Conclusion:** Adequate alignment of the prosthesis is very important for the subject's normal activities. The angular location in flexo-extension of the socket affects the articular ranges of lower limb segment and location of the center of pressure, mainly. The low error presented by the model allows concluding that the vector support machine is a good performance algorithm in the study of prosthesis alignment; also, the chosen variables are adequate in the prediction of the alignment.

**Keywords:** Static alignment, Amputation, SVM, 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 la rodilla el elemento por 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, figura 1 (Amputee Coalition of America, 2005).



**Figura 1.** Prótesis transtibial utilizada por el paciente que intervino en el estudio.

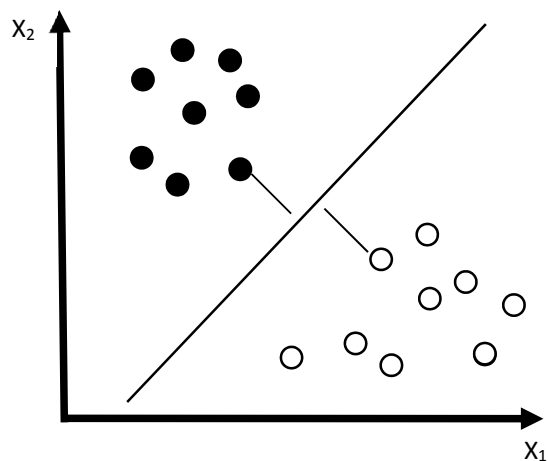
**Fuente:** elaboración propia.

La adaptación de prótesis para personas con amputación transtibial requiere procedimientos y procesos que van de acuerdo con cada individuo; uno de estos procedimientos es la alineación de la prótesis, denominada alineación femoro-tibial; esta 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 efectúa la alineación estática para verificar la posición correcta de los componentes durante la bipedestación y, por último, la alineación dinámica, en 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 y 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 con relación a las partes anatómicas del amputado, y posteriormente ajustan los componentes de la prótesis de manera empírica (Blumentritt, 1997). La ubicación sagital del *socket* afecta directamente variables biomecánicas como ángulos de articulaciones de segmentos de miembros inferiores, la ubicación del centro de presión (COP) y distribución de peso corporal bajo cada pie (Fernie, 1981; Hannah, Morrison, & Chapman, 1984; Luengas, Gutiérrez y Camargo, 2014; Murphy, 1954; Pinzur *et al.*, 1995; Wilson, Pritham, & Cook, 1979; Zahedi, Spence, Solomonidis, & Paul, 1986).

Las máquinas de soporte vectorial (SVM's, por sus siglas en inglés) son grupos de algoritmos de aprendizaje usados para la clasificación de datos ya que puede separar datos según grupos definidos, y en la regresión de datos, lo que permite hacer la predicción de conducta de una muestra a partir de un conjunto de datos que define el comportamiento de un problema. Este método se basa en la representación de espacios vectoriales definidos, aumentando sus dimensiones hasta un punto

en 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 muestras (conjuntos de datos de entrenamiento), las cuales pueden ser etiquetadas para implementar un sistema que pronostique el comportamiento de una nueva muestra (*kernel machines*, 2016). La idea principal consiste en hacer la conversión de una serie de datos en paquetes o unidades de datos que representan los datos originales y además establecen relaciones entre estos paquetes; esto se denomina mapeo. En las SVM's el mapeo de los datos de entrada se hace a un espacio de mayor dimensión a través de diferentes técnicas, entre ellas el mapeo no lineal haciendo uso de una regresión empleando mínimos cuadrados o potencias.

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), allí se separan de forma óptima los puntos de una clase de la de otra haciendo uso de un hiperplano; adicionalmente la SVM busca que exista un margen amplio entre las clases, figura 2 (Joachims, 2016).



**Figura 2.** Ejemplo de hiperplano (H) que separa dos clases de puntos.

**Fuente:** Joachims, 2016.

Un modelo computacional se define como un conjunto de elementos que describen la forma de comportamiento de un sistema; este modelo puede construirse y analizarse haciendo uso de diversos métodos (García *et al.*, 2014; Rairán, 2012).

Los modelos basados en SVM's toman como referencia las redes neuronales (NN, por sus siglas en inglés), por lo general usan una función kernel que consiste en realizar el producto punto de los datos en el espacio de características; de esta forma resulta ser un método de entrenamiento alternativo en las NN's, ya sea que se usen en los clasificadores polinomiales, en las funciones de base radial o en el perceptrón multicapa (Joachims, 2016).

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 la rodilla. A partir de este modelo computacional se observó la afectación de los parámetros biomecánicos de centro de presión (COP), distribución de peso corporal bajo cada pie y rangos articulares de segmentos de miembros inferiores con diferentes tipos de ubicación angular del socket en plano sagital y eje antero-posterior. El modelo está sujeto a condiciones propias del individuo y características de la prótesis, como parámetros antropométricos, causa de la amputación, tipo de pie protésico, sistema de suspensión, entre otros.

## MATERIALES Y METODOLOGÍA

Para el desarrollo del modelo de alineación estática en amputados se conformó un grupo interdisciplinario compuesto de un médico especialista en prótesis, un ingeniero electrónico y un ingeniero 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, como rangos articulares de los segmentos de miembro inferior, ubicación

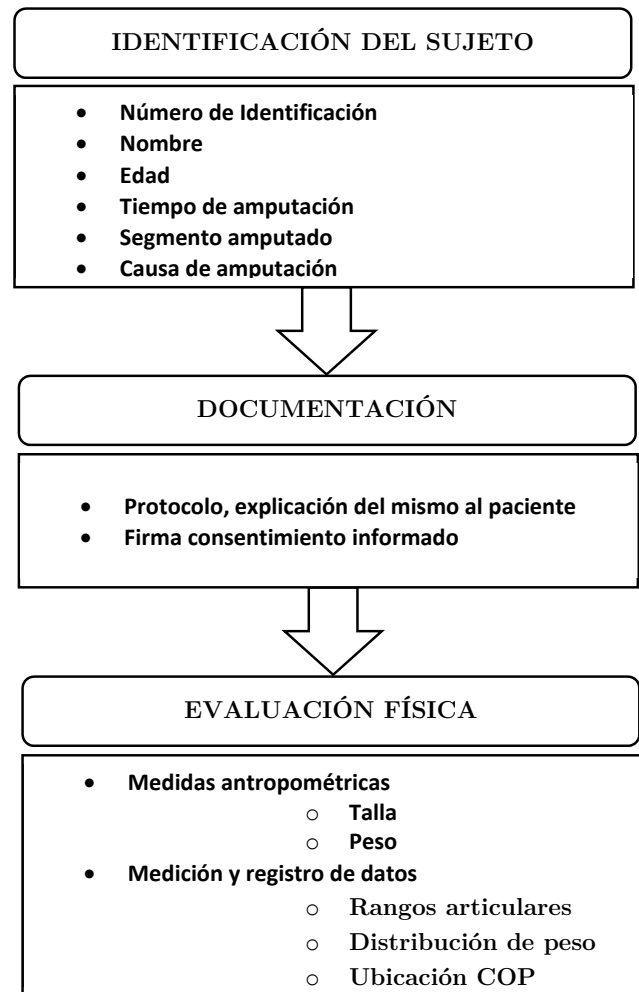
del centro de presión (COP) y distribución de peso en las superficies plantares. El estudio fue avalado por el Comité de Ética del Hospital Militar Central de Bogotá, Colombia.

Se efectuaron tres sesiones con espacio temporal de dos días para la toma de datos en un sujeto 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.

Para la toma de datos de la distribución de fuerzas plantares y ubicación del COP se utilizó el sistema Pedar® de la empresa Novel, Alemania (Novel.de, n.d.); y el sistema Biometrics Ltda® (Biometrics Ltda., 2016) para la medición de los ángulos de los segmentos articulares. El protocolo utilizado en el estudio para la medición del sujeto se muestra en la figura 3.

Para la medición de las variables los sistemas se instalaron en el Hospital Militar Central (Bogotá, Colombia). El control de posición de los pies durante la bipedestación para la toma de muestras se llevó a cabo con el uso de guías 2D, así los pies del paciente se sitúan con un ángulo cercano a 8° y distancia entre puntos medios de retropié de 150 mm (Luengas *et al.*, 2014). Con el fin de replicar el experimento se realiza procedimiento de calibración al inicio de cada sesión.

El sujeto seleccionado es un amputado transtibial unilateral, lado amputado derecho, sexo masculino, edad 35 años, masa corporal de 76 kg, talla de 175 cm, tiempo de amputación 7 años. El sujeto fue evaluado por un médico antes de iniciar cada sesión de toma de datos, se examinó específicamente la región de las extremidades inferiores para que se cumpliera con los requisitos de inclusión mencionados. Al inicio de cada sesión el paciente fue instruido sobre el protocolo a seguir en la toma de datos, especificando que debía estar estático en bipedestación durante 15 segundos para registrar los datos, figura 4.



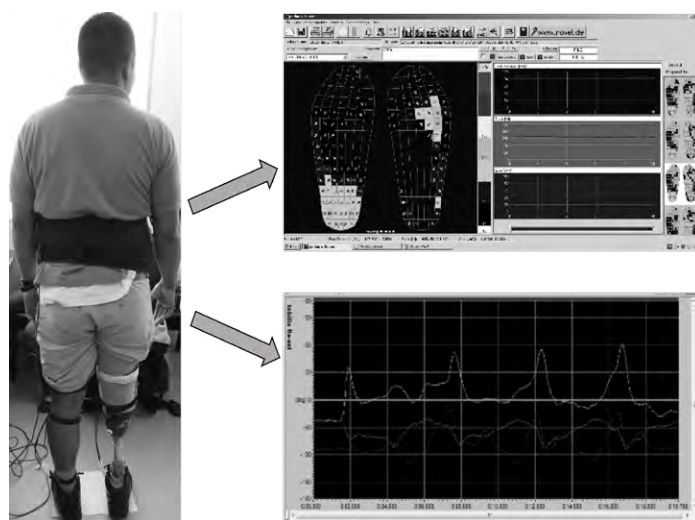
**Figura 3.** Metodología empleada en el estudio para la recolección de datos.

**Fuente:** elaboración propia.

Para asegurar la no existencia de distracciones que llevan a movimiento no deseado del sujeto, el paciente se situó en ángulo recto hacia adelante frente a una pared blanca que observó durante el período de registro, 15 segundos para cada ubicación del *socket*, con siete ubicaciones de alineación del *socket*, para un total de 105 segundos de registro.

El protocolo determinó las variables dependientes y la independiente, siendo la ubicación angular sagital del *socket* la independiente y las dependientes: ángulo de cadera, rodilla y tobillo





**Figura 4.** Configuración del sistema para hacer las mediciones de distribución de presión plantar en persona amputada por minas antipersona.

**Fuente:** elaboración propia.

tanto de lado amputado como contralateral, distribución de peso corporal y COP.

Se midieron las variables de ángulos de cadera, rodilla y tobillo de ipsilateral y contralateral, centro de presión (COP) en el lado amputado (A) y en el no amputado (NA) y la distribución del peso corporal bajo cada pie. Estas mediciones se realizaron cuando el *socket* estaba en alineación, en flexión (ángulos positivos) en 2°, 4° y 6° y en extensión (ángulos negativos) también en 2°, 4° y 6°. Los ángulos están medidos en grados, la distribución de peso en porcentaje y el COP en milímetros.

La medición de los parámetros biomecánicos permitió obtener una base de datos de 10.500 valores, con una variable de entrada y 12 variables de salida, cada una de 700 valores.

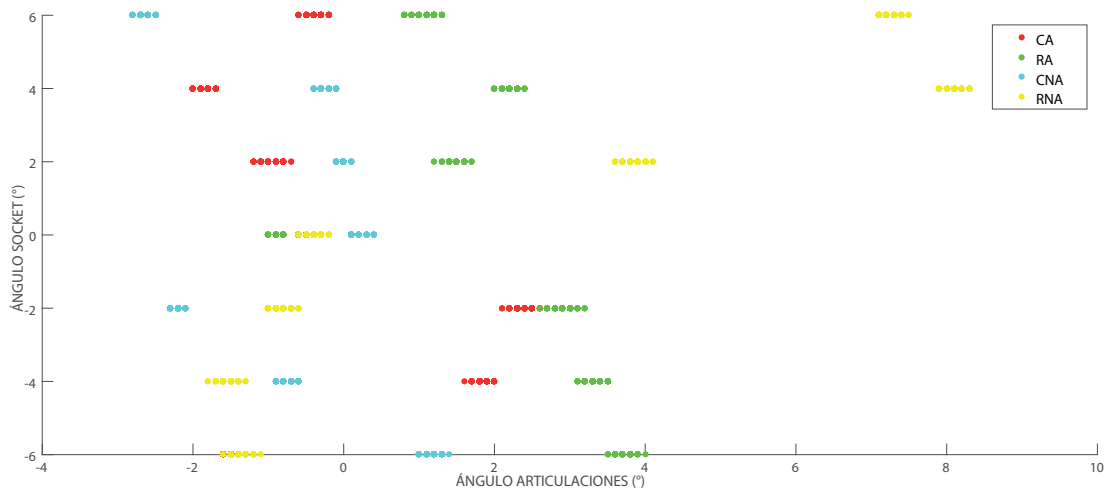
Con el fin de tener un conjunto de entrenamiento de datos, otro de validación y otro de comprobación se hizo una partición de validación cruzada en forma aleatoria de los datos, de esta manera también se previene el sobreajuste (*overfitting*) durante el entrenamiento. La validación cruzada divide al azar el conjunto de datos original en subconjuntos, uno de entrenamiento y otro de prueba. El modelo se entrenó con 70% de los

datos, se validó con 15% de los datos y su funcionamiento se comprobó con el 15% restante (Alpaydm, 2014; Pyle, 1999).

La reconstrucción de señales se efectuó utilizando máquinas de soporte vectorial (SVM), las cuales a partir de un conjunto de datos clasificados en dos posibles categorías (categoría 1 = ángulo del *socket*, categoría 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.

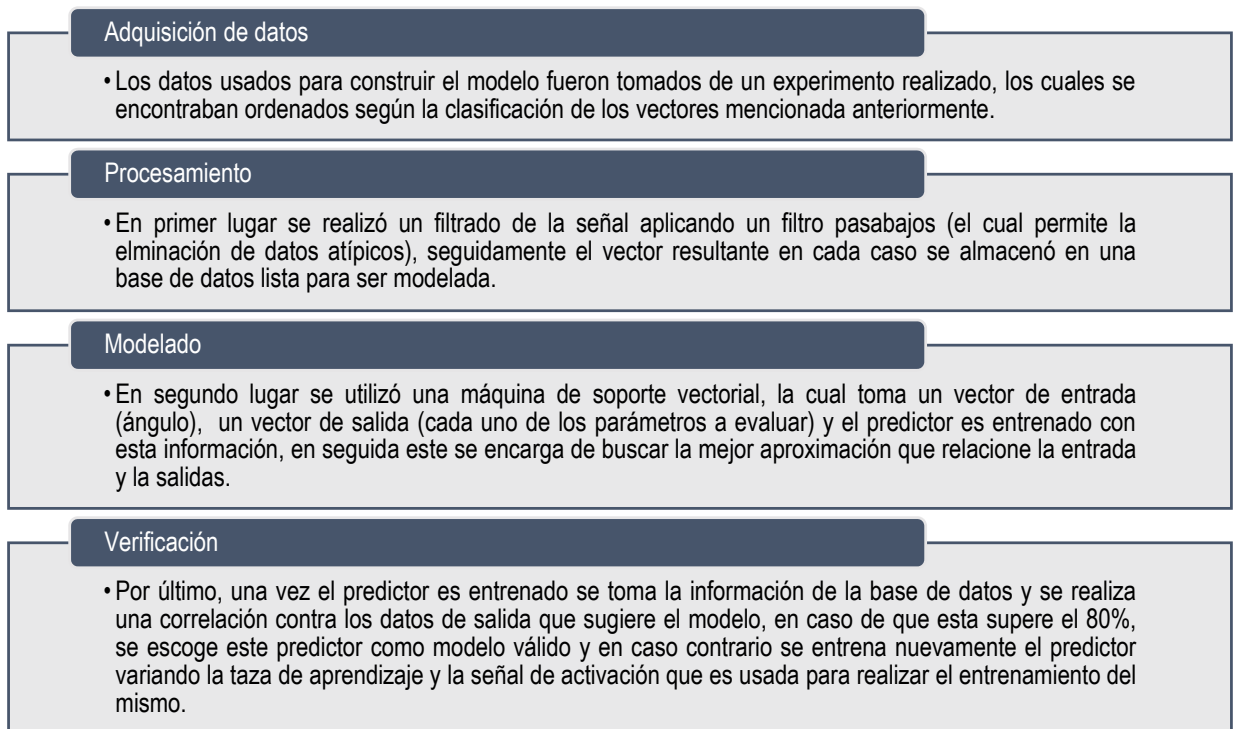
Debido a la densidad y al comportamiento de los datos, figura 5, no se pueden separar linealmente; por esta razón se utilizó un entrenador de tipo polinomial, grado 3, con un valor de entrada de ventana de ajuste C de 100. El orden del polinomio y el valor de C se seleccionaron porque fueron los valores óptimos encontrados para compensar los errores de entrenamiento y los márgenes rígidos.

La figura 6 muestra el diagrama de funcionamiento del algoritmo desarrollado, donde el vector de entrada es 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.



**Figura 5.** Distribución de los datos, en el eje Y se tiene los datos del ángulo del socket y en el eje X de articulaciones de cadera, lado amputado (CA), cadera lado no amputado (CNA), rodilla lado amputado (RA), rodilla lado no amputado (RNA).

**Fuente:** elaboración propia.



**Figura 6.** Algoritmo utilizado en la obtención del modelo.

**Fuente:** elaboración propia.

## RESULTADOS

El análisis de los datos recogidos en una base de datos permite observar que la distribución de los datos medidos tiene un valor de la mediana diferente para cada ubicación del *socket*, 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. También se calcularon el valor estimado de la media (tabla 2) y el valor estimado de la desviación estándar (tabla 3), medidas que

permiten evaluar la calidad del modelo, ya que al ser muy lejanas a un valor de referencia (valores prácticos y la mediana) se debe mejorar el modelo. El estimado de la media y de la desviación estándar igualmente muestran la variación de los valores de los rangos articulares y del COP al variar la ubicación sagital del encaje. A su vez, la distribución de peso bajo cada pie varía pero en menor grado que los otros datos biomecánicos registrados en el experimento.

Se obtuvo un modelo computacional que permite predecir el comportamiento de los parámetros biomecánicos presentes en la alineación estática

**Tabla 1.** Mediana de los valores medidos en los ángulos de los segmentos inferiores, distribución de peso y de ubicación del Centro de Presión (COP) en ipsilateral y contralateral del sujeto de prueba. CAD hace referencia al ángulo de la cadera, ROD de rodilla, TOB de tobillo, X ubicación en el eje medial-lateral del COP, Y ubicación en el eje antero-posterior del COP, % porcentaje de peso corporal soportado por el lado. Los valores negativos del ángulo del *socket* indican la posición en extensión, los positivos en flexión y el 0 en alineación.

Ángulo del <i>socket</i> (°)	Lado no amputado						Lado amputado					
	CAD (°)	ROD (°)	TOB (°)	X (mm)	Y (mm)	%	CAD (°)	ROD (°)	TOB (°)	X (mm)	Y (mm)	%
-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.

**Tabla 2.** Estimado de la media de los rangos articulares en los segmentos inferiores, distribución de fuerzas plantares y de ubicación del centro de presión en el lado amputado y el no amputado del sujeto de prueba, valores obtenidos en la medición. Se utilizan las convenciones de la tabla 1.

Ángulo del <i>socket</i> (°)	Lado no amputado						Lado amputado					
	CAD (°)	ROD (°)	TOB (°)	X (mm)	Y (mm)	%	CAD (°)	ROD (°)	TOB (°)	X (mm)	Y (mm)	%
-6	-1,3	3,8	6,3	57,7	70,6	46,1	1,19	-1,35	-0,24	32,1	149,3	53,9
-4	1,8	3,3	2,7	55,6	77,4	48,7	-0,75	-1,53	-1,15	28,0	158,4	51,3
-2	2,4	2,9	3,0	59,2	95,5	43,8	-2,20	-0,80	-0,75	27,1	147,2	56,2
0	-0,5	-0,7	-0,6	54,9	112,5	50,4	0,18	-0,40	-0,01	29,1	144,3	49,6
2	-1,0	1,5	2,3	55,1	103,3	51,1	-0,01	3,84	0,70	28,2	132,7	48,9
4	-1,9	2,2	4,9	54,4	84,4	52,5	-0,25	8,12	1,35	28,2	116,3	47,5
6	-0,4	1,1	3,6	53,5	128,1	47,7	-2,65	7,26	0,49	29,7	122,8	52,3

Fuente: elaboración propia.



**Tabla 3.** Valores estimados de la desviación estándar de las medidas realizadas. Se utilizan las convenciones de la tabla 1.

Ángulo del socket (°)	Lado no amputado						Lado amputado					
	CAD (°)	ROD (°)	TOB (°)	X (mm)	Y (mm)	%	CAD (°)	ROD (°)	TOB (°)	X (mm)	Y (mm)	%
-6	,13	,11	,14	,62	1,59	1,06	,08	,08	,13	,58	,86	1,06
-4	,05	,07	,14	,44	2,84	,55	,06	,10	,15	,56	,76	,55
-2	,06	,05	,13	,64	5,34	1,04	,05	,05	,10	,39	,86	1,04
0	,00	,00	,05	,63	2,65	,81	,00	,00	,00	,39	,78	,81
2	,00	,00	,00	,52	2,36	,51	,00	,00	,00	,26	,82	,51
4	,00	,00	,00	,47	3,98	,66	,00	,00	,00	,29	1,27	,66
6	,00	,00	,03	,60	1,38	,80	,00	,00	,00	,45	1,01	,80

**Fuente:** elaboración propia.

**Tabla 4.** Datos entregados por el modelo numérico desarrollado usando SVM. Se utilizan las convenciones de la tabla 1.

	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

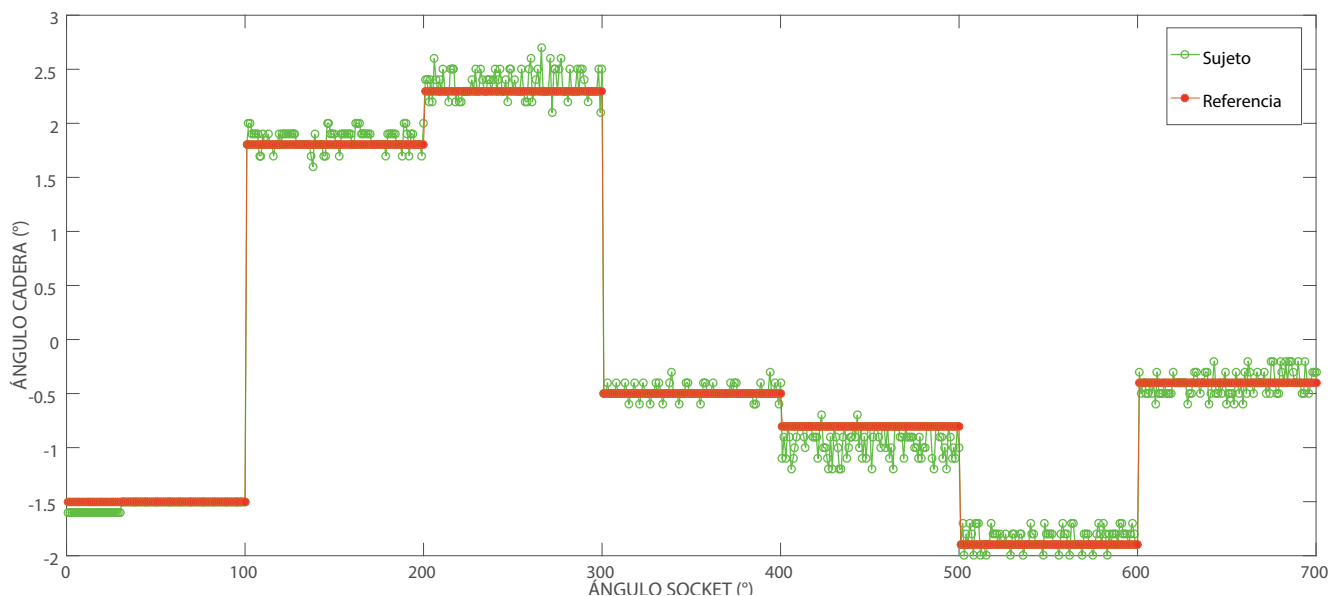
**Fuente:** elaboración propia.

de prótesis de un paciente amputado transtibial víctima de minas antipersona, usuario de prótesis. Siguiendo el diagrama de funcionamiento del algoritmo desarrollado se obtuvieron valores predictivos de los parámetros biomecánicos examinados, los cuales se compararon con los datos reales y de allí se calcularon los errores estadísticos, tabla 4.

Los resultados presentados usando el algoritmo permiten graficar los datos experimentales y los datos del modelo en cada ubicación del socket, figura 7. El modelo fue desarrollado para predecir variaciones de flexión del socket con diferentes ángulos (-6°, -4°, -2°, 0°, 2°, 4°, 6°) y como medida de verificación 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 una la validación superior a 80% (Dolado, 1998))

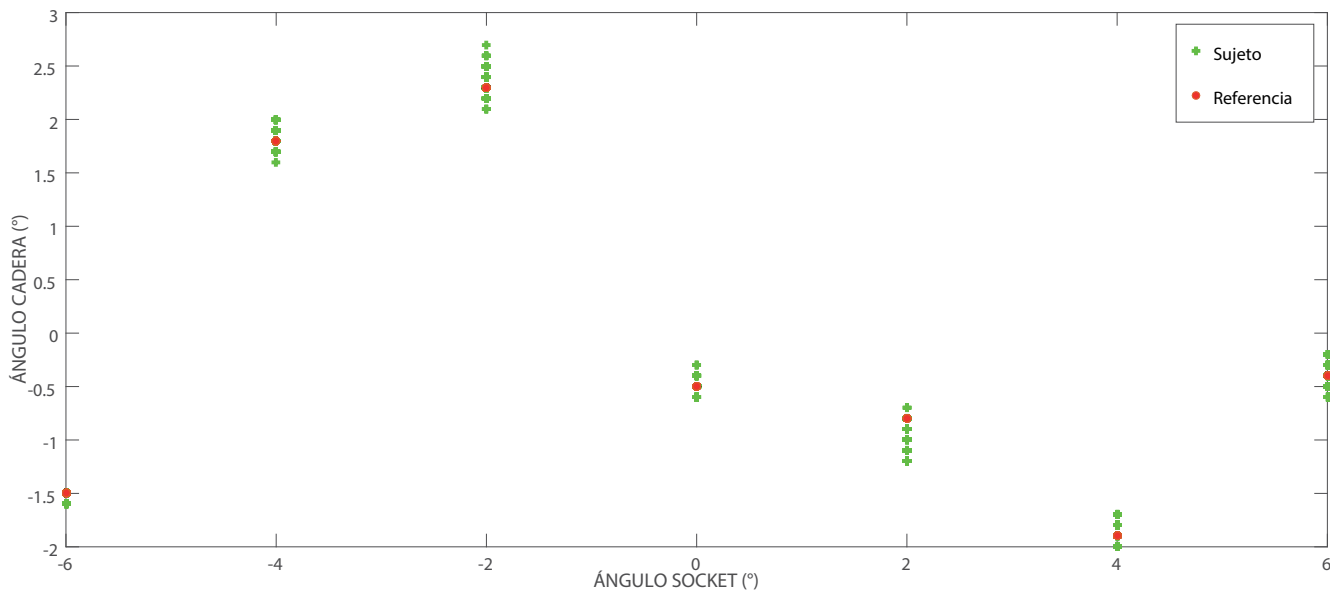
como se muestra en la tabla 5. El grado de similitud obtenido es superior a 90% para todas las variables, lo que permite establecer que el modelo derivado del desarrollo con SMVs es representativo de la alineación estática con afectación del socket sobre variables biomecánicas.

Se efectuó la visualización de los datos de las variables tanto en ángulo específico del socket, figura 8, como en intervalo de tiempo de posición del socket, figura 7. Los valores de cadera, rodilla y tobillo se dan en grados, el XA, XNA, YA y YNA en mm, el porcentaje apoyo en porcentaje (%). En las figuras se observa que los valores arrojados por el modelo presentan igual comportamiento que los datos obtenidos en las mediciones, lo cual corrobora los hallazgos obtenidos al emplear la correlación para evaluar el grado de similitud del modelo contra los valores de las mediciones.



**Figura 7.** Modelo representado en un gráfico de valor arrojado por el modelo y los valores registrados durante el tiempo de toma de datos contra la ubicación sagital del socket. Se muestra para el ángulo de la cadera contralateral.

**Fuente:** elaboración propia.



**Figura 8.** Comportamiento del modelo representado en un gráfico de predicción de valores dado por el modelo y el valor obtenido en la medición contra ángulo del socket.

**Fuente:** elaboración propia.

**Tabla 5.** Grado de similitud entre los valores arrojados por el modelo y los obtenidos experimentalmente.

Parámetro biomecánico	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 está 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 efectuadas 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 hace una representación de los diferentes ángulos descritos por una persona usuaria de prótesis transtibial en alineación estática de prótesis haciendo uso de un algoritmo basado en SVM's altamente predictivo; comprobado mediante resultados que muestran grados de similitud superiores a 90%, teniendo en cuenta que el criterio de aceptación es de 80%.

La SVM se adaptó a las dispersiones de los datos registrados, llevándolos a espacios complejos que no pudieron ser representados gráficamente, y mediante programación se logró que las SVM hicieran predicciones de los valores de salida.

La correlación como medida de métrica de verificación permitió reducir el tiempo de comprobación de funcionamiento del modelo, ya que al utilizar una matriz de confusión este proceso tarda alrededor de 2 horas; así mismo resultó una opción efectiva para comprobar la certeza del modelo. El error fue inferior a 10%.

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 Paralímpicos: Equipados para el Futuro*. INMOTION.
- Amputee Coalition of America (2005). *Alternativas para la suspensión tibial; Military step*. EE.UU.
- Amputee Coalition of America (2016, 02 11). Recuperado de: <http://www.amputee-coalition.org/>
- Biometrics Ltda. (2016, 2 2). *Reino Unido* (Biometrics Ltd) Recuperado de: <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*. Recuperado de: <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 Dinámica (Una Aplicación en OPENSIM)*. Bogotá: Universidad Nacional de Colombia.
- Dirección Contra las Minas (2016, 02 04). Recuperado de: <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). Recuperado de: <http://svmlight.joachims.org/>
- Kernel machines (2016, 04 02). *Kernel machines*. Recuperado de: <http://www.kernel-machines.org/>
- Lannon, N. (2003). *Alineación transtibial. Alineación de banco normal*, 12-14.
- ADDIN Mendeley Bibliography CSL\_Bibliography Alpaydin, E. (2014). *Introduction to machine learning* (Vol. 1107). MIT. <http://doi.org/10.1007/978-1-62703-748-8-7>
- Fernie, G. (1981). Biomechanics of Gait and Prosthetic Alignment. In: J. P. Kostuik (Ed.) *Amputation surgery and rehabilitation. The Toronto experience* (p. 448). New York: Churchill Livingstone. [http://doi.org/10.1016/0020-1383\(84\)90022-6](http://doi.org/10.1016/0020-1383(84)90022-6)
- García, V.; Núñez, E.; Espada, J.; Pelayo, C.; Cueva, J., & Montenegro, C. (2014). A brief introduction to model-driven engineering. *Revista Tecnura*, 18(40), 127-142. <http://doi.org/http://dx.doi.org/10.14483/udistrital.jour.tecnura.2014.2.a10>
- Hannah, R. E.; Morrison, J. B., & Chapman, A. E. (1984). Prostheses alignment: effect on gait of persons with below-knee amputations. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 65(4), 159-162.
- Luengas, L. A.; Camargo, E., y Sánchez, G. (2013). Estudio de los rangos articulares en la bipedestación estática en personas normales vs. amputados transtibiales. *Tecnura*, 17, 60-68.
- Luengas, L. A.; Gutiérrez, M. A., y Camargo, E. (2014). *Estudio de fuerzas en la bipedestación estática*. *Visión Electrónica*, 8(2), 75-79.
- Murphy, E. (1954). The fitting of below knee prostheses. In: P. E. Klopsteg & P. D. Wilson (Eds.), *Human limbs and their substitutes* (pp. 693-702). New York: McGraw-Hill.
- Novel.de. (n.d.) The pedar® system. Recuperado: Mayo 11, 2014, de: <http://www.novel.de/novelcontent/pedar>
- Pinzur, M. S.; Cox, W.; Kaiser, J.; Morris, T.; Patwardhan, A., & Vrbos, L. (1995). The effect of prosthetic alignment on relative limb loading in persons with trans-tibial amputation: a preliminary report. *Journal Of Rehabilitation Research And Development*, 32(4), 373-378. Recuperado de: [http://www.ncbi.nlm.nih.gov/entrez/query.fcgi?cmd=Retrieve&d-b=PubMed&dopt=Citation&list\\_uids=8770802](http://www.ncbi.nlm.nih.gov/entrez/query.fcgi?cmd=Retrieve&d-b=PubMed&dopt=Citation&list_uids=8770802)
- Pyle, D. (1999). *Data preparation for data mining*. Morgan Kaufmann Publishers, Inc. San Francisco: Morgan Kaufmann Publishers, Inc. <http://doi.org/10.1080/713827180>
- Rairán, J. (2012). Definición de un controlador basado en emociones para sistemas dinámicos. *Revista Tecnura*, 16(33), 12-22. <http://doi.org/http://dx.doi.org/10.14483/udistrital.jour.tecnura.2012.3.a01>
- Wilson, B.; Pritham, C., & Cook, T. (1979). A force-line visualization system. *Prosthetics and Orthotics International*, 3(2), 85-7. Recuperado de: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/503798>
- Zahedi, M. S.; Spence, W. D.; Solomonidis, S. E., & Paul, J. P. (1986). Alignment of lower-limb prostheses. *Journal of Rehabilitation Research and Development*, 23(2), 2-19. Recuperado de: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/3724127>
- Ottobock (2016, 02 08). *Elección del encaje, diferentes modos de suspensión y la importancia del alineamiento*. Recuperado de: <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.