

Algoritmo para procesamiento de señales de electromiografía de superficie y goniometría usadas en el análisis de la propulsión de usuarios de silla de ruedas

JULIO CORREA RIVERA, GUILLERMO GUÍZAR BARRIENTOS, RODRIGO LÓPEZ PLAZA,
IRVING RIVERA PATIÑO, DANIEL ROMERO AYALA,
ALBERTO ISAAC PÉREZ SANPABLO, IVETT QUIÑONES URIÓSTEGUI

Resumen— La electromiografía y la goniometría son ejemplos de métodos importantes para la obtención de datos e información de interés para el análisis del efecto de propulsión de una persona con discapacidad que utiliza una silla de ruedas. El trabajo presenta un análisis estadístico de datos obtenidos a partir de pruebas de electromiografía y goniometría; con el fin de obtener parámetros que permitan determinar la forma de propulsión utilizada por pacientes en silla de ruedas. Se proponen parámetros que sean de apoyo con fines preventivos; terapéuticos e incluso deportivos.

Palabras clave — ángulo, electromiografía, goniometría, procesamiento digital, propulsión, silla de ruedas.

I. INTRODUCCIÓN

Muchas personas se ven obligadas a utilizar una silla de ruedas para moverse, ya sea debido a un accidente o enfermedad. Parte fundamental de esta investigación es el análisis de propulsión que se puede realizar a partir de técnicas de análisis de movimiento como electromiografía y goniometría. A partir del análisis de las señales es posible implementar un algoritmo de procesamiento capaz de clasificar y mostrar información de importancia para analizar la forma de propulsión de una persona en su silla de ruedas.

A. Electromiografía

La electromiografía de superficie (EMG) es una técnica para la evaluación y registro de la actividad eléctrica producida por los músculos. Los músculos son órganos eléctricamente activos y las señales y patrones de señales pueden presentar información adicional sobre el estado del músculo, así como el nervio que lo suministra. Las señales generadas por electromiografía tienen una amplitud de 5mV y una frecuencia aproximada de 2-500 Hz. La electromiografía es usada en aplicaciones clínicas y biomédicas como herramienta para diagnosticar enfermedades neuromusculares, y desordenes del control motor. Para obtener estas señales se

utilizan electrodos de superficie; la posición de estos es de suma importancia, ya que deben colocarse en referencias anatómicas ya establecidas. De igual forma la distancia entre cada electrodo es de suma importancia, ya que podríamos tener ruido o detectar potenciales de músculos cercanos a la fuente, ya que la amplitud y propiedades de las señales dependen de factores como el tiempo y la contracción muscular [1].

B. Goniometría

El término goniometría deriva del vocablo gonio (ángulo) y metro (medida), es decir: disciplina que se encarga de estudiar la medición de los ángulos. Dicho método se utiliza para obtener un rango de movimiento articular y permite obtener información para el diagnóstico de ciertas anomalías articulares; así como brindar información para el tratamiento de dichas anomalías o enfermedades por diagnóstico biomecánico. La goniometría tiene dos objetivos muy importantes; el primero es evaluar la posición de una articulación en el espacio, se trata de un procediendo estático que se utiliza para objetivar y cuantificar la ausencia de movilidad de una articulación. La segunda es evaluar el arco de movimiento de una articulación en cada uno de los tres planos del espacio. Para ambos casos, un método para obtener las señales y los datos de goniometría se utilizan sensores inerciales [6], [7].

En biomecánica se utilizan ángulos de Euler, los cuales son un conjunto de tres coordenadas angulares que sirven para especificar la orientación de un sistema de referencia normalmente móvil a un sistema fijo, otra forma de son los cuaterniones, los cuales permiten representar las orientaciones rotaciones de objetos en 3 dimensiones, a diferencia de los ángulos de Euler, estos son más fáciles de componer [2].

Rango de movimiento- definido como el ángulo máximo menos el mínimo.

C. Factores que afectan a la propulsión en silla de ruedas

Como parte de la caracterización de la propulsión de usuarios en silla de ruedas se toman en cuenta factores como aceleración, rangos de movimiento (ROM) en las articulaciones, las distintas fases de propulsión en usuarios de silla de ruedas y la potencia del impulso. El grado de movilidad que tenga el usuario en la columna, hombro, codo,

Correa Rivera Julio, Guízar Barrientos Guillermo, Lopez Plaza Rodrigo, Rivera Patiño Irving y Romero Ayala Daniel pertenecen a la carrera Ingeniería Biomédica de la Facultad de Ingeniería y realizaron el proyecto dentro del curso Procesamiento Digital de Señales Biomédicas (Email: guizarcorp@outlook.com).

El proyecto fue asesorado por Alberto Isaac Perez Sanpablo e Ivett Quiñones Urióstegui y pertenecen al Instituto Nacional de Rehabilitación.

Los autores agradecen a: Instituto Nacional de Rehabilitación y al Consejo Nacional de Ciencia y Tecnología a través del Proyecto CONACyT 71035

muñeca y dedos delimitará la posibilidad de realizar todo el recorrido de propulsión óptimo. De esta forma se aprovecha la flexión de los músculos del brazo que permite aplicar la fuerza.

Existen estudios previos que nos permiten conocer patrones de impulso ya definidos, entre los primeros estudios se dan a conocer dos tipos de patrones, circular y bombeo [5].

De igual manera se tienen algunas características, dichas características nos dicen que las fases se dividen como fase de impulso y fase de recuperación y a su vez la fase de impulso se divide en fase de tiro y fase de empuje, donde el ángulo del codo decreciente en la primera y aumenta en la segunda. De igual forma se ha detectado que durante la fase de empuje los músculos más usados son los deltoides anteriores, pectoral mayor, y bíceps, mientras que en la fase de recuperación tienen una mayor intervención los deltoides posteriores, el trapecio y los tríceps.

En los tipos de movimiento de recuperación se tienen 3 identificados:

1. Un movimiento de bombeo, el cual es similar a la fase de impulso en dirección opuesta.
2. Semicircular, el cual tiene un movimiento en el cual se forma una línea recta del final, al inicio de la fase de impulso.
3. Un movimiento en forma de elipse.

En estudios previos se han utilizado de igual forma la electromiografía y goniometría en conjunto para obtener estos resultados [4], [5].

Existen varios parámetros importantes al momento de la caracterización de las señales de electromiografía, entre los más importantes para amplitud encontramos el valor pico, la media e IEMG (área bajo la curva de la señal de EMG) y entre los parámetros de frecuencia más comunes encontramos el contenido espectral, frecuencia media, pico de potencia, potencia total (integral), frecuencia mediana (área a la mitad), el tiempo al pico de potencia y RMS que permite estimar el contenido de energía de la señal, estimando la amplitud en un intervalo determinado, también se conoce como la potencia promedio de la señal.

II. METODOLOGÍA

La investigación previa se hizo mediante fuentes bibliográficas de investigación que se obtuvieron de la base de datos de PROQUEST, PUBMED, MEDLINE, a partir de cadenas de búsqueda, estudios de movimiento, biomecánica y fuerza muscular aplicados en sujetos en silla de ruedas ya sea por alguna paraplejía, parálisis problemas de locomoción o movilidad reducida así como para rehabilitación y mejora de la postura para la propulsión.

Las señales a procesar provienen de un experimento realizado previamente por personal de Laboratorio de Análisis de Movimiento Humano (LAMH) del Instituto Nacional de Rehabilitación (INR). Las señales de goniometría se obtuvieron usando 7 sensores MTx (XSENS, Enschede, Holanda) colocados en el dorso de la mano, brazo y antebrazo de ambos miembros. Se adquirieron señales de electromiografía usando un electro miógrafo MYOPAC (RUN

Technologies, California, USA) con electrodos de superficie para cardiología Reddot (3M, USA) en los tríceps, pectoral anterior y deltoides anterior, ya que son los más usados a la hora de realizar una propulsión en silla de ruedas. Todos los métodos de procesamiento fueron implementados en el software MATLAB (MATHWORKS, Massachusetts, USA) [1], [6], [7].

Cada prueba tuvo una duración de 30 segundos y las señales se obtuvieron con una frecuencia de muestreo de 64 Hz. Empezando el sujeto de prueba es forzado a aplicar su fuerza máxima en estos músculos, de esta forma se obtuvo los límites de las señales (amplitud, frecuencia) y de ese modo se obtuvo una referencia para la propulsión del sujeto. En velocidad normal (N) se le pidió al sujeto que propulsara a una velocidad confortable que utiliza cotidianamente, en velocidad rápida (R) se le pidió al sujeto que propulsara un poco más rápido que su velocidad confortable y a velocidad muy rápida (M) se le pidió al sujeto que propulsara lo más rápido posible.

Se reclutó una muestra de 35 pacientes lesionados medulares de nivel cervical (C), lumbar (L) y tronco (T) a los cuales se les aplicaron las tres pruebas en velocidad normal, rápida y muy rápida, cada paciente tiene dos clasificaciones una de mano derecha y otra de mano izquierda según la propulsión que tuvo durante la prueba, los tipos de propulsión se clasificaron en lazo sencillo, doble lazo, semicírculo y arco.

Para el procesamiento de las señales se dividió a los pacientes por grupo de nivel de lesión (T, L, C), tipo de propulsión identificado (lazo sencillo – l, doble lazo – d, semicírculo – s, y arco – a) y lateralidad de propulsión (izquierda, derecha), en las tres diferentes velocidades (N, R, M).

Se recibieron archivos en formato de texto (txt) para cada prueba de cada paciente. Estos archivos contienen señales de un canal de pulsos binario que indica el agarre/liberación (1/0) del aro de la silla por el sujeto, 8 canales de EMG correspondientes a los 8 músculos estudiados y 28 canales correspondientes a los 4 cuaterniones de cada uno de los 7 sensores inerciales empleados para medir el movimiento articular. Los cuaterniones se clasifican como Torso (q_0), Brazo derecho (q_1), Brazo Izquierdo (q_2), Antebrazo Derecho (q_3), Antebrazo Izquierdo (q_4), Muñeca Derecha (q_5), Muñeca Izquierda (q_6). Para el procesamiento se realizó una transformación de cuaterniones a ángulos de Euler para obtener los ángulos ϕ , θ y ψ , mediante las ecuaciones (1), (2) y (3) [8].

$$\phi_{Gs} = \tan^{-1}\left(\frac{R_{32}}{R_{33}}\right) = \tan^{-1}\left(\frac{2q_2q_3 + 2q_0q_1}{2q_0^2 + 2q_3^2 - 1}\right) \quad (1)$$

$$\theta_{Gs} = \sin^{-1}(R_{31}) = \sin^{-1}(2q_1q_3 - 2q_0q_2) \quad (2)$$

$$\psi_{Gs} = \tan^{-1}\left(\frac{R_{21}}{R_{11}}\right) = \tan^{-1}\left(\frac{2q_1q_2 + 2q_0q_3}{2q_0^2 + 2q_1^2 - 1}\right) \quad (3)$$

Mediante esto se obtuvieron los rangos de movimiento por grupo de acuerdo a velocidad, tipo de propulsión y nivel de lesión como se muestra en la Tabla II.

Primero se realizó una caracterización de las señales por cada grupo, obteniéndose la función de densidad de probabilidad (PDF) y mediante la prueba de Lillie se comprobó que su distribución fuera normal. Se aplicó la auto correlación para

encontrar periodicidad en las señales, se realizó la prueba de estacionariedad mediante el método de corridas cada 16 segmentos de la señal, probándose estacionariedad en el siguiente orden (media, RMS, varianza, auto correlación y auto covarianza) donde la prueba se detuvo en el momento en que encontró estacionariedad, y se estimó la densidad espectral de potencia (PSD) mediante el periodograma de Welch.

Posteriormente se aplicó un procesamiento de línea de base con un filtro pasa altas Butterworth de cuarto orden y frecuencia de corte de 2Hz, posteriormente se aplicó un filtro pasabajas de 30Hz para evitar aliasing de los datos, la frecuencia de muestreo fue calculada con el intervalo de muestreo promedio de la marca de tiempo presente en cada archivo proporcionado.

Se rectificó la señal y se aplicó un suavizado con promediado móvil cada 5 datos equivalente en 78ms. A partir de la señal suavizada se obtuvieron los siguientes parámetros: valor pico, amplitud promedio, IEMG, RMS, frecuencia media, frecuencia mediana, pico de potencia y potencia total.

Con el canal de pulsos se segmentó la señal encontrando los inicios y fines de cada ciclo procurando remover los artefactos encontrados en las señales y a partir del método de interpolación cúbica segmentaria (pchip), se normalizó en tiempo la señal para obtener la curva promedio y las bandas de confianza de la misma.

El algoritmo de procesamiento desarrollado se muestra en la Figura 2.

III. RESULTADOS

Se obtuvieron las PDF's y no se encontró una distribución normal en ningún grupo usando la prueba de Lillie, un ejemplo del tipo de PDF para las señales de electromiografía por grupo se muestra en la Fig. 1. Así mismo las señales de los ángulos tampoco presentaron distribución normal.

Todas las señales fueron estacionarias. Las señales de EMG por grupo resultaron estacionarias en media con la prueba de corridas mientras que las señales de goniometría resultaron estacionarias en varianza. En el análisis para obtener el periodo aplicando la autocorrelación, se observó un periodo evidente únicamente en las señales de goniometría, ver Fig. 3. Los periodos obtenidos se muestran en la Tabla I.

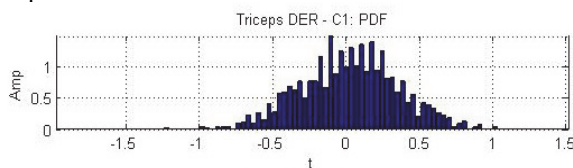


Figura 1. Se muestra la función de densidad de probabilidad (PDF) para las señales de electromiografía de pacientes en el grupo con lesión C, velocidad normal y propulsión en lazo en las dos clasificaciones izquierda y derecha.

En la Figura 4 se muestra un ejemplo de PSD calculada para el grupo con lesión C, velocidad muy rápida y propulsión doble lazo en la clasificación derecha.

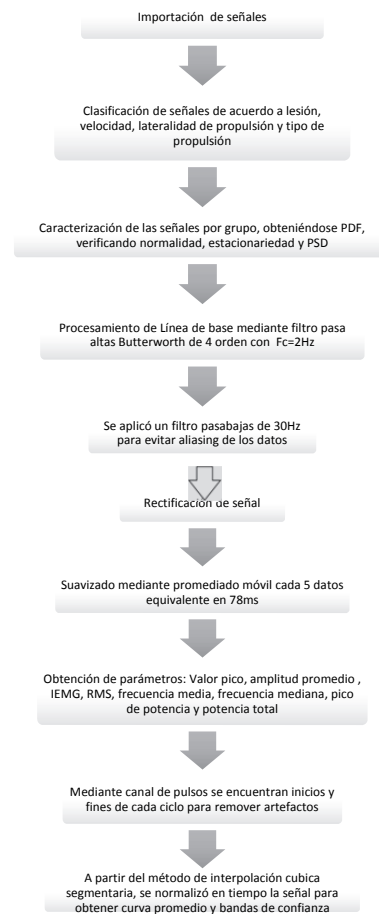


Figura 2. Algoritmo de procesamiento desarrollado

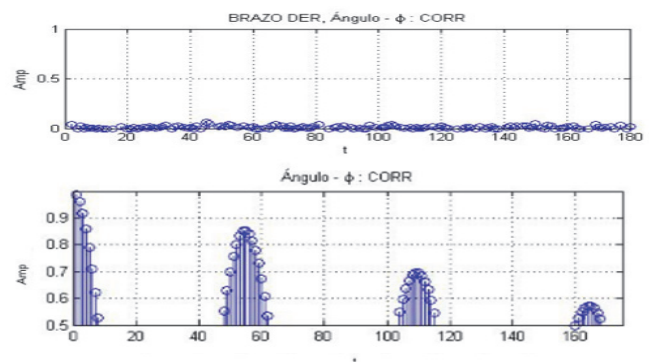


Figura 3. Comparación de la autocorrelación de la señal de EMG (superior) donde no se pudo apreciar alguna periodicidad mientras que en la señal de goniometría sí (inferior).

En la Tabla I se muestra el valor pico, amplitud promedio, IEMG, valor RMS, Frecuencia media, Frecuencia mediana, Pico de potencia y Potencia total calculados para cada grupo a partir de la señal de EMG suavizada y la PSD respectivamente.

Finalmente se obtuvieron las gráficas donde se muestran los patrones de activación de la señal de EMG y patrones de las señales de goniometría, ejemplos de estos patrones se muestran en las Figuras 5, 6 y 7. En estas gráficas se puede observar la envolvente de la señal de donde puede determinarse los momentos de activación muscular para las señales de EMG y el correspondiente movimiento angular

registrado por los diferentes sensores inerciales. De estas curvas es posible obtener patrones de activación muscular y movimiento típicos para cada nivel de lesión y tipo de propulsión que pueden ser útiles en la rehabilitación de este tipo de pacientes.

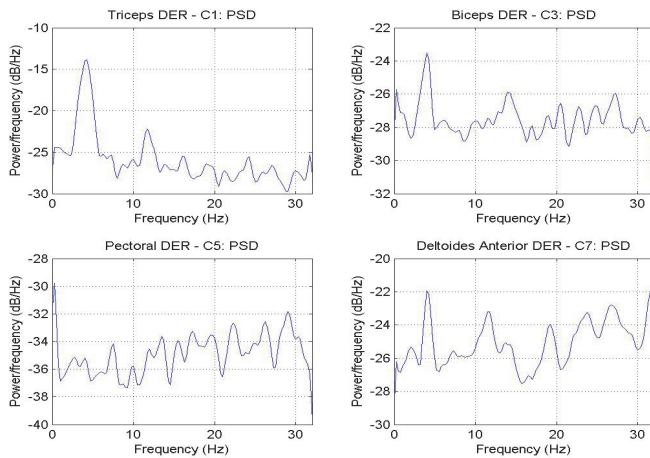


Figura 4. Se muestra la PSD de un grupo con lesión C, velocidad muy rápida y propulsión doble lazo en la clasificación derecha.

IV. CONCLUSIONES

Fue posible desarrollar un algoritmo para realizar el procesamiento de las señales de electromiografía y goniometría y calcular parámetros los cuales puedan permitir clasificar la manera de propulsión en los usuarios de sillas de ruedas. Estos parámetros pueden ser de utilidad para disminuir el esfuerzo durante propulsión y cuidado de no generar otro tipo de lesiones en el cuerpo.

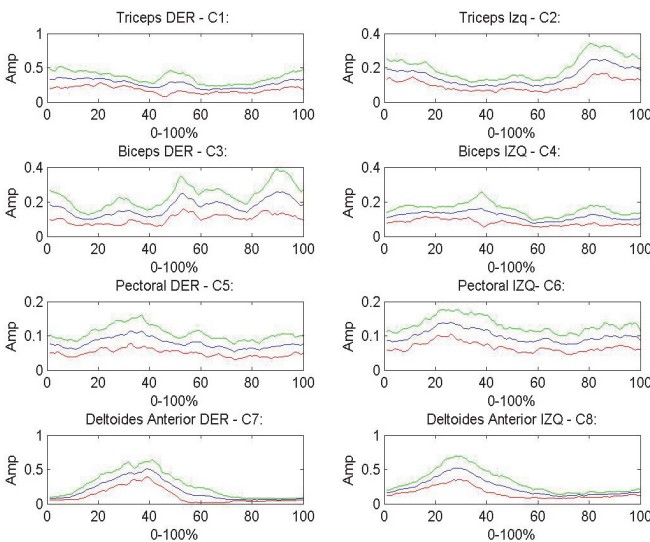


Figura 5. Se muestran las curvas promedio y las bandas de confianza de las dos clasificaciones tomando los ocho canales en derecha e izquierda, el grupo es de pacientes con lesión C, velocidad muy rápida y propulsión doble lazo.

El algoritmo permite encontrar parámetros de referencia y facilitar la detección de alguna posible patología. Los métodos de procesamiento realizados en este trabajo permiten una amplia gama de opciones a los desarrolladores, permitiendo que el diseño de la silla de ruedas este enfocado a las necesidades de los usuarios de sillas de ruedas.

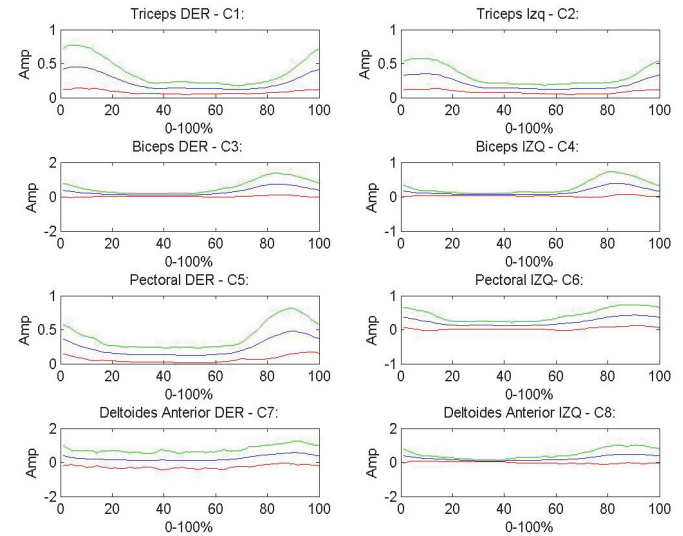


Figura 6. Se muestran las curvas promedio y las bandas de confianza de las dos clasificaciones tomando los ocho canales en derecha e izquierda, el grupo es de pacientes con lesión T, velocidad muy rápida y propulsión d

REFERENCIAS

- [1] SENIAM, Recommendations for sensor locations on individual muscles, disponible en URL: <http://www.seniam.org> [recuperado el 17/11/13 a las 15:30]
- [2] Renato de Moraes Erica, Spano Narayana, "The effect os neuromuscular training on the knee angular velocity: description by quaternions representation", XXIV Congress of the International Society of Biomechanics, 2013.
- [3] Sunrise Medical Co., Factores que afectan a la propulsión, disponible en URL: <http://www.imagina.org/archivos/biomecanica.htm> [recuperado el 20/08/13]
- [4] S.J. Mulroy, S. Farrokhi, C.J. Newsam and J. Perry, "Effects of spinal cord injury level on the activity of shoulder muscles during wheelchair propulsion: an electromyographic study," Arch Phys Med Rehabil, vol. 85, pp. 925-34, 2004.
- [5] Schantz P, Björkman P, Sandberg M, Andersson E, "Movement and muscle activity pattern in wheelchair ambulation by persons with para-and tetraplegia", Scand J Rehabil Med, June 1999.
- [6] Starrs P, Chohan A, Fewtrell D, Richards J, Selfe J, "Biomechanical differences between experienced and inexperienced wheelchair users during sport." Prosthet Orthot Int, September 2012.
- [7] Dirk Weenk, Bert-Jan F van Beijnum, Petter H Veltink, "Automatic identification of inertial sensor placement on human body segments during walking", Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation, Biomed Central, 2013
- [8] Altmann, S. "Rotations, Quaternions and Double Groups". Clarendon Press, Oxford. 1986

TABLA I
PARÁMETROS OBTENIDOS EN CADA GRUPO MEDIANTE LA SEÑAL SUAVIZADA

Velocidad	Nivel de Lesión	Tipo de Propulsión	Periodo [muestras]	Valor pico [mV]	Valor promedio [mV]	Integral EMG [mV/s]	RMS [mV]	Frec. Media [Hz]	Pico de potencia [dB/Hz]	Potencia total [dB]	
Normal	Cervical	Lazo sencillo	17.0 (0.8)	1.29 (0.8)	0.26 (0.0)	502 (208)	0.31 (0.0)	13 (6.7)	0.005 (0.0)	0.13 (0.0)	
		Doble lazo	18.0 (0.0)	0.68 (0.0)	0.28 (0.0)	573 (0.0)	0.31 (0.0)	4 (0.0)	0.009 (0.0)	0.23 (0.0)	
	Torácico	Lazo sencillo	16.8 (0.8)	0.73 (0.6)	0.13 (0.3)	264 (83)	0.16 (0.0)	14 (5.1)	0.038 (0.0)	0.26 (0.1)	
		Doble lazo	17.2 (0.9)	0.40 (0.2)	0.17 (0.1)	378 (329)	0.20 (0.1)	11 (6.1)	0.007 (0.0)	0.44 (0.2)	
		Semicircular	NA	0.96 (0.0)	0.21 (0.0)	436 (0.0)	0.27 (0.0)	18 (1.7)	0.003 (0.0)	0.37 (0.0)	
		Arco	17.5 (0.7)	0.83 (0.0)	0.18 (0.0)	367 (140)	0.21 (0.0)	11 (7.6)	0.005 (0.0)	0.38 (0.3)	
	Lumbar	Lazo sencillo	17.5 (0.7)	0.90 (0.2)	0.17 (0.0)	349 (190)	0.21 (0.1)	15 (2.1)	0.017 (0.0)	0.57 (0.3)	
		Doble lazo	NA	0.35 (0.0)	0.62 (0.0)	63 (0.0)	0.07 (0.0)	16 (0.0)	0.010 (0.0)	0.80 (0.0)	
	Rápido	Cervical	Lazo sencillo	NA	0.85 (0.1)	0.27 (0.0)	582 (240)	0.31 (0.0)	15 (0.0)	0.023 (0.0)	0.30 (0.2)
			Doble lazo	16.0 (0.0)	0.70 (0.0)	0.23 (0.0)	460 (0.0)	0.25 (0.0)	10 (0.0)	0.013 (0.0)	0.17 (0.0)
Torácico		Lazo sencillo	NA	1.09 (0.5)	0.35 (0.2)	457 (167)	0.31 (0.1)	11 (0.0)	0.071 (0.0)	0.53 (0.5)	
		Doble lazo	16.7 (0.9)	1.16 (0.1)	0.28 (0.1)	574 (359)	0.32 (0.1)	12 (0.0)	0.462 (0.3)	0.95 (0.8)	
		Semicircular	NA	1.45 (0.6)	0.32 (0.0)	605 (87)	0.39 (0.6)	16 (1.2)	0.340 (0.2)	0.86 (0.0)	
		Arco	17.5 (0.7)	1.40 (0.4)	0.25 (0.1)	458 (209)	0.30 (0.1)	13 (2.7)	0.022 (0.3)	1.75 (0.7)	
Lumbar		Lazo sencillo	NA	0.79 (0.6)	0.13 (0.0)	289 (183)	0.17 (0.1)	15 (2.1)	0.028 (0.0)	0.69 (0.1)	
		Doble lazo	NA	0.31 (0.0)	0.06 (0.0)	141 (0.0)	0.08 (0.0)	16 (0.0)	0.009 (0.0)	0.87 (0.0)	
Muy rápido		Cervical	Lazo sencillo	17.0 (1.0)	0.47 (0.4)	0.32 (0.0)	678 (218)	0.36 (0.0)	14 (1.6)	0.010 (0.0)	0.67 (0.5)
			Doble lazo	17.0 (0.0)	0.83 (0.0)	0.26 (0.0)	579 (0.0)	0.29 (0.0)	4 (0.0)	0.006 (0.0)	0.41 (0.0)
	Torácico	Lazo sencillo	17.0 (0.7)	1.23 (0.6)	0.27 (0.1)	493 (144)	0.33 (0.1)	13 (3.0)	0.033 (0.0)	0.50 (0.2)	
		Doble lazo	NA	0.99 (0.5)	0.20 (0.0)	434 (212)	0.25 (0.1)	14 (2.7)	0.253 (0.1)	0.56 (0.3)	
		Semicircular	NA	2.12 (0.0)	0.32 (0.0)	532 (0.0)	0.45 (0.0)	17 (0.0)	0.420 (0.0)	0.47 (0.0)	
		Arco	17.0 (1.4)	1.11 (0.6)	0.26 (0.1)	377 (111)	0.31 (0.1)	14 (2.5)	0.033 (0.2)	0.80 (0.4)	
	Lumbar	Lazo sencillo	NA	0.67 (0.1)	0.12 (0.0)	250 (24)	0.15 (0.0)	17 (0.3)	0.019 (0.0)	0.88 (0.6)	
		Doble lazo	NA	0.59 (0.0)	0.11 (0.0)	232 (0.0)	0.14 (0.0)	17 (0.0)	0.040 (0.0)	0.74 (0.0)	
			Arco	NA	0.75 (0.0)	0.13 (0.0)	277 (0.0)	0.16 (0.0)	17 (0.0)	0.009 (0.0)	0.89 (0.0)

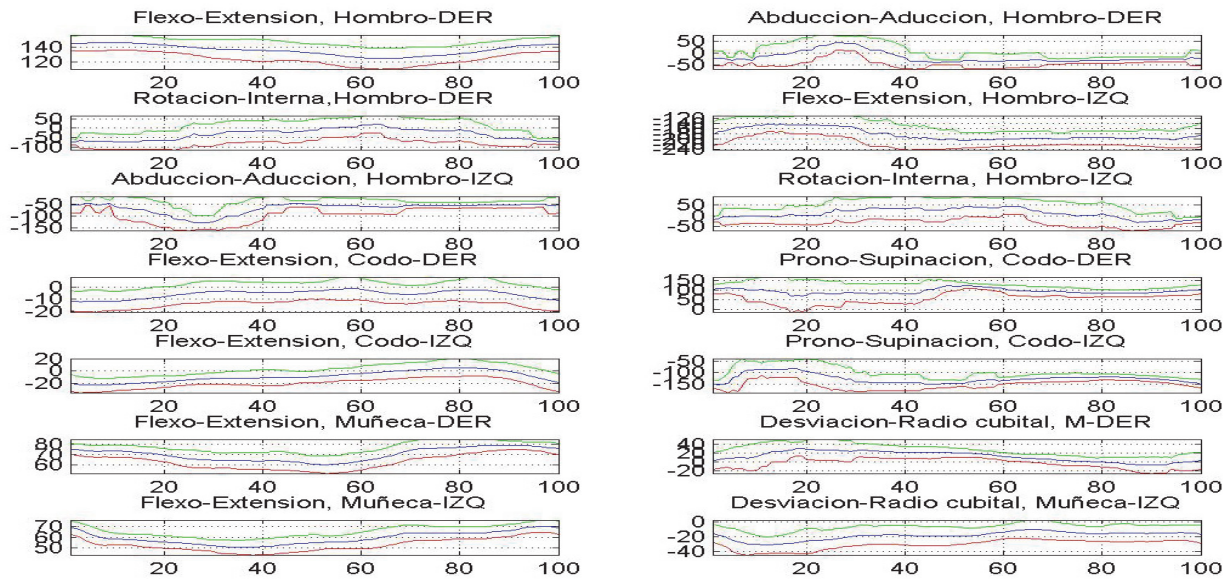


Figura 7. Se muestra la curva promedio y las bandas de confianza del movimiento articular (goniometría) en grupo de pacientes con lesión L, velocidad muy rápida y propulsión doble lazo.

TABLA II
RANGOS DE MOVIMIENTO POR GRUPO DE ACUERDO A VELOCIDAD, NIVEL DE LESIÓN Y TIPO DE PROPULSIÓN

Tabla II. Listado de grupos de sujetos			Flexo- extensión de hombro derecho	Abducción- aducción del hombro derecho	Rotación interna del hombro derecho	Flexo- extensión del codo derecho	Prono- supinación del codo derecho	Flexo- extensión de la muñeca derecha	Desviación radio- cubital de la muñeca derecha	Flexo- extensión de hombro izquierdo	Abducción- aducción del hombro izquierdo	Rotación interna del hombro izquierdo	Flexo- extensión del codo izquierdo	Prono- supinación del codo izquierdo	Flexo- extensión de la muñeca izquierda	Desviación radio- cubital de la muñeca izquierda	
Velocidad	Nivel de Lesión	Tipo de Propulsión	Rango de movimiento														
			media+/-desviación estándar [grados]														
Normal	Cervical	Lazo sencillo	44.76 (14.91)	97.82 (145.43)	121.89 (140.52)	30.98 (13.54)	95.29 (69.21)	28.09 (12.26)	44.90 (38.24)	93.32 (119.70)	97.11 (150.51)	119.75 (120.04)	42.55 (21.49)	114.57 (135.56)	23.67 (14.96)	38.52 (20.69)	
		Doble lazo	47.28 (0)	314.98 (0)	83.93 (0)	28.7 (0)	133.60 (0)	42.84 (0)	62.37 (0)	52.58 (0)	322.83 (0)	74.96 (0)	67.56 (0)	317.06 (0)	43.03 (0)	69.46 (0)	
		Arco	69.06 (27.45)	34.35 (44.38)	82.46 (73.49)	25.34 (23.63)	122.04 (74.73)	30.21 (12.30)	42.05 (122.39)	49.48 (133.97)	33.74 (26.44)	87.89 (106.24)	27.96 (30.53)	72.22 (99.21)	34.59 (14.19)	55.80 (77.13)	
	Torácico	Lazo sencillo	66.61 (17.57)	12.30 (20.66)	106.92 (129.07)	22.39 (32.15)	140.33 (84.37)	31.71 (7.86)	12.78 (131.62)	123.27 (270.03)	22.35 (9.97)	135.87 (153.77)	20.07 (38.18)	70.15 (167.66)	37.88 (14.25)	25.28 (66.96)	
		Doble lazo	88.34 (44.36)	63.12 (61.62)	90.15 (30.03)	33.39 (18.55)	66.30 (45.41)	23.49 (12.08)	49.35 (56.91)	110.67 (115.23)	52.87 (39.33)	85.89 (50.74)	37.93 (23.76)	67.02 (40.43)	29.54 (16.74)	43.56 (47.37)	
		Arco	56.64 (37.86)	32.41 (0.56)	54.05 (45.79)	29.71 (24.96)	93.70 (83.89)	26.87 (22.97)	44.92 (55.27)	172.69 (209.46)	33.04 (4.62)	70.41 (55.12)	29.04 (16.55)	147.40 (165.70)	34.77 (34.39)	55.86 (64.49)	
	Lumbar	Lazo sencillo	237.59 (173.40)	48.84 (38.76)	61.94 (164.65)	124.90 (65.91)	86.58 (43.26)	41.16 (15.35)	39.57 (12.59)	119.37 (64.13)	39.45 (82.99)	122.42 (86.79)	107.07 (49.83)	66.25 (192.82)	42.43 (10.36)	81.42 (80.42)	
		Doble lazo	91.48 (0)	34.57 (0)	70.81 (0)	68.60 (0)	115.07 (0)	40.15 (0)	58.43 (0)	96.31 (0)	30.43 (0)	84.45 (0)	79.21 (0)	133.10 (0)	47.47 (0)	83.14 (0)	
		Arco	114.98 (0)	77.25 (0)	178.37 (0)	59.09 (0)	117.17 (0)	52.01 (0)	30.66 (0)	320.94 (0)	98.13 (0)	48.94 (0)	98.13 (0)	202.24 (0)	49.76 (0)	138.29 (0)	
	Rápido	Cervical	Lazo sencillo	40.39 (16.23)	23.03 (22.92)	71.84 (72.59)	28.24 (5.34)	59.32 (26.54)	22.95 (6.30)	46.74 (30.03)	63.28 (69.65)	14.49 (3.33)	75.08 (49.00)	31.04 (13.24)	97.53 (110.14)	21.97 (19.98)	95.37 (117.82)
			Doble lazo	40.36 (0)	38.72 (0)	76.99 (0)	25.76 (0)	231.24 (0)	39.93 (0)	256.72 (0)	47.49 (0)	46.59 (0)	73.87 (0)	56.88 (0)	255.20 (0)	30.02 (0)	55.41 (0)
			Arco	73.08 (33.39)	47.02 (34.88)	59.07 (51.75)	29.05 (24.78)	115.72 (71.40)	29.58 (13.57)	46.97 (20.89)	41.83 (93.29)	47.67 (25.80)	61.39 (55.28)	30.79 (31.80)	73.59 (97.06)	33.92 (15.06)	56.17 (32.74)
Torácico		Lazo sencillo	112.39 (44.13)	44.36 (39.63)	63.03 (73.63)	18.83 (13.87)	136.33 (57.26)	33.99 (8.01)	83.34 (27.12)	12.74 (38.99)	10.11 (18.24)	84.85 (96.61)	74.95 (46.01)	199.40 (164.93)	41.68 (14.26)	19.80 (12.93)	
		Doble lazo	56.56 (42.23)	61.05 (28.31)	74.57 (7.21)	28.31 (20.41)	56.92 (37.57)	18.42 (10.38)	21.75 (12.56)	60.41 (44.36)	54.11 (2.48)	61.88 (8.42)	29.88 (22.39)	63.22 (39.07)	24.40 (16.13)	23.71 (15.41)	
		Arco	72.69 (37.90)	51.30 (19.75)	70.53 (24.48)	43.66 (21.49)	140.53 (40.19)	37.96 (18.51)	90.30 (65.74)	72.07 (37.08)	61.34 (34.22)	84.52 (36.59)	44.86 (14.49)	118.70 (88.19)	48.13 (23.68)	102.63 (102.07)	
Lumbar		Lazo sencillo	159.40 (98.67)	174.46 (168.08)	172.81 (126.80)	132.87 (63.93)	108.91 (15.52)	43.30 (11.09)	94.63 (65.04)	157.74 (173.25)	169.80 (167.13)	122.36 (112.52)	33.86 (24.95)	82.18 (37.95)	43.81 (12.96)	79.54 (56.09)	
		Doble lazo	93.87 (0)	48.22 (0)	59.39 (0)	73.14 (0)	121.78 (0)	53.22 (0)	64.02 (0)	85.58 (0)	24.47 (0)	94.48 (0)	92.47 (0)	134.05 (0)	56.33 (0)	79.77 (0)	
		Arco	111.49 (0)	107.85 (0)	205.79 (0)	66.22 (0)	113.03 (0)	45.35 (0)	26.88 (0)	316.00 (0)	125.51 (0)	58.22 (0)	45.10 (0)	186.69 (0)	44.65 (0)	135.51 (0)	
Muy rápido		Cervical	Lazo sencillo	57.12 (16.63)	31.53 (23.84)	154.45 (164.08)	44.48 (20.03)	112.20 (47.11)	34.36 (20.87)	69.65 (34.22)	106.21 (112.10)	22.75 (3.64)	146.14 (158.66)	45.41 (18.00)	136.78 (128.51)	28.22 (23.66)	112.28 (127.93)
			Doble lazo	54.22 (0)	31.81 (0)	84.14 (0)	29.75 (0)	310.90 (0)	58.61 (0)	85.93 (0)	58.21 (0)	43.70 (0)	83.52 (0)	54.78 (0)	289.92 (0)	39.93 (0)	60.46 (0)
			Arco	77.51 (20.28)	36.87 (20.33)	75.64 (26.54)	36.58 (17.20)	162.31 (86.72)	32.71 (10.08)	146.22 (114.28)	109.82 (85.17)	35.63 (25.64)	71.48 (24.13)	42.29 (14.77)	143.63 (63.93)	36.86 (11.04)	87.07 (60.66)
	Torácico	Lazo sencillo	84.16 (17.90)	38.66 (8.48)	88.00 (36.83)	43.48 (11.85)	148.52 (72.59)	34.29 (6.86)	98.32 (113.49)	172.31 (121.53)	33.77 (19.30)	96.45 (19.14)	45.86 (5.77)	152.93 (52.50)	38.87 (11.62)	114.02 (64.03)	
		Doble lazo	84.68 (0)	35.62 (0)	68.55 (0)	30.42 (0)	77.45 (0)	29.53 (0)	25.68 (0)	90.03 (0)	28.60 (0)	85.94 (0)	40.01 (0)	113.93 (0)	38.14 (0)	51.22 (0)	
		Arco	87.98 (0)	21.15 (0)	103.43 (0)	67.75 (0)	96.56 (0)	45.81 (0)	101.87 (0)	87.86 (0)	67.91 (0)	42.00 (0)	61.31 (0)	79.90 (0)	55.91 (0)	45.64 (0)	
	Lumbar	Lazo sencillo	105.26 (19.07)	97.03 (61.93)	137.85 (104.54)	75.44 (8.33)	115.69 (12.26)	41.46 (4.69)	71.77 (53.06)	203.88 (170.44)	96.45 (93.83)	79.32 (20.42)	69.13 (31.17)	224.70 (2.15)	49.87 (1.79)	179.76 (32.81)	
		Doble lazo	91.77 (0)	53.23 (0)	63.93 (0)	81.33 (0)	107.02 (0)	38.14 (0)	109.29 (0)	83.35 (0)	30.08 (0)	93.77 (0)	91.17 (0)	223.18 (0)	48.60 (0)	202.96 (0)	
		Arco	118.75 (0)	140.82 (0)	211.78 (0)	69.54 (0)	124.36 (0)	44.78 (0)	34.25 (0)	324.40 (0)	162.83 (0)	64.87 (0)	47.10 (0)	226.22 (0)	51.14 (0)	156.56 (0)	