

Desarrollo de una herramienta de análisis de movimiento para brazo humano

CARLOS F. RODRÍGUEZ, HUGO A. QUINTERO, DIANA E. GUTIÉRREZ, HELENA ASHNER.
Departamento de Ingeniería Mecánica, Universidad de los Andes (Colombia).

Resumen

Este artículo presenta una metodología de evaluación de la funcionalidad del movimiento del brazo humano. La metodología incluye la definición de un modelo físico del brazo, la adquisición del movimiento, análisis cinemáticos, cinéticos y de activación muscular. Estas herramientas pueden ser utilizadas en el diagnóstico de patologías del miembro superior, como apoyo para estudios ergonómicos y en el análisis de gestos deportivos.

Introducción

Históricamente el movimiento del brazo no ha sido tan estudiado como el de las piernas. Esto se debe a que la principal funcionalidad de las piernas es la marcha, tipificada por patrones establecidos, lo cual brinda un escenario muy concreto de estudio. Por otro lado las extremidades superiores tienen un espectro de funcionalidad mucho más amplio, lo cual hace que su estudio sea más interesante, que tener un único patrón de normalidad. Esta situación motiva el análisis de movimiento del brazo como un tema de investigación de especial importancia [1].

El análisis del movimiento humano ha sido un área de especial interés desde la década de los 60 donde por medio de secuencias fotográficas se trataba de reconstruir y estudiar el movimiento de interés. A partir de esta reconstrucción se generaba un modelo descriptivo del movimiento para su mejor comprensión. Los primeros objetos de estudio en esta área fueron movimientos de tipo deportivo, que siguen captando la atención de los investigadores por su capacidad de mejorar el desempeño de deportistas de alto rendimiento.

Desde un principio el análisis fotográfico mostró ser insuficiente como fuente de información para una completa descripción del movimiento humano, situación que sería mejorada sustancialmente con el desarrollo de los computadores en los décadas del 70 y 80. Este desarrollo tecnológico permitió hacer más veloz y preciso el procesamiento de las imágenes, logrando que las secuencias fotográficas a analizar sean en realidad películas de video, minimizando de esta forma la pérdida de información entre imágenes.

Por otro lado así como el ser humano emplea sus dos ojos para lograr una percepción del espacio tridimensional, el hecho de poder analizar simultáneamente dos o más secuencias de video que están registrando el mismo movimiento desde diferentes ángulos, permite reconstruir en tres dimensiones el movimiento estudiado [2]. De esta forma se puede extraer gran cantidad de información una vez definidas las variables de interés en el movimiento estudiado.

En el área clínica el estudio del movimiento se ha concentrado en el entendimiento de la marcha humana, en donde se han logrado importantes desarrollos. En los últimos 30 años se ha llegado a una comprensión de las configuraciones adoptadas por las articulaciones de las piernas en cada fase de la marcha, desde diferentes planos de observación (frontal, lateral y superior). Adicional a esta información de posición y orientación, se han logrado determinar las fuerzas típicas surgidas de la interacción de los pies con el suelo, así como los grupos musculares que intervienen en cada etapa del movimiento [3].

Correspondencia:

Departamento de Ingeniería Mecánica.
Universidad de los Andes.
Cra 1 N° 18 A-10, Bogotá, Colombia
Telf. 571-3324322
Fax: 571-3324323
Email: crodrigu, h-quinte, dia-guti@uniandes.edu.co

El avance en el estudio de los movimientos de los brazos es radicalmente diferente al estudio del movimiento de las piernas, ya que al contrario de estas, el brazo es un instrumento versátil que se emplea en una gran variedad de actividades en forma diferente [1]. Por esta razón, no es evidente encontrar un patrón de movimiento principal, ni tampoco ciclos o tareas repetitivas como es el caso de la marcha en las extremidades inferiores. Adicionalmente la medición de las fuerzas causadas en la extremidad superior es más compleja en comparación con las mediciones realizadas en extremidades inferiores, donde una placa de fuerza fija en el piso provee la información necesaria para una descripción cinética sencilla.

En años anteriores el Grupo de Ingeniería Biomédica de la Universidad de los Andes y el Instituto de Ortopedia Infantil Roosevelt, implantaron un Laboratorio para Análisis de Movimiento enfocado inicialmente al análisis de la marcha humana. El trabajo que se presenta a continuación describe la expansión de las capacidades de este laboratorio para estudio del movimiento del brazo humano.

Definición del Modelo Físico del Brazo

El modelo físico del miembro superior se puede definir como un mecanismo en cadena abierta de cinco eslabones rígidos, conectados mediante cuatro

uniones articulares con nueve grados de libertad en total. A continuación se presentan las relaciones del movimiento de los eslabones con los movimientos del brazo.

Para este modelo se tienen en cuenta los siguientes cinco cuerpos que se consideran rígidos (Fig. 1):

- Tórax: Origen del sistema articulado (Tierra).
- Clavícula: Desde la articulación esternoclavicular hasta la acromioclavicular.
- Húmero: Desde la articulación gleno-humeral hasta la articulación de codo.
- Antebrazo: Desde el codo hasta la muñeca. Lo constituyen los huesos cúbito y radio.
- Mano: A partir de la muñeca.

Asimismo se definen cuatro articulaciones como uniones mecánicas entre los cuerpos rígidos:

- Esterno-clavicular (Fig. 2a): Dos grados de libertad: arriba-abajo (rojo), adelante-atrás (verde).
- Hombro (Fig 2b): Las articulaciones acromioclavicular y gleno-humeral se modelan como una esfera con tres grados de libertad: flexión-extensión (azul), abducción-aducción (rojo) y rotación axial (verde).
- Codo (Fig 2c): Las articulaciones radio-cubital, radio-humeral, cúbito-humeral se reducen a una sola articulación con dos grados de libertad: flexión-extensión (azul), pronación-supinación (verde).
- Muñeca (Fig 2d): Dos grados de libertad: flexión-extensión (azul), desviación cúbito-radial (rojo).

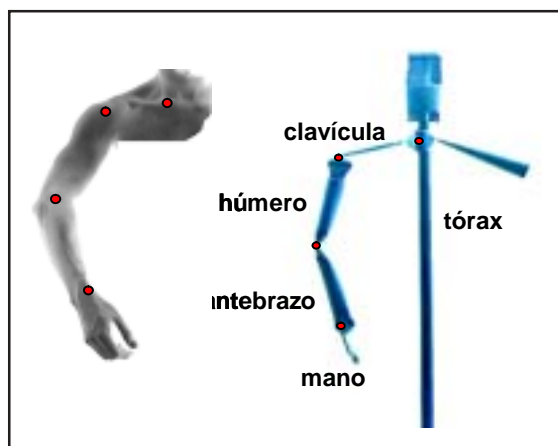


Figura 1 (arriba). Modelo Físico del Brazo humano

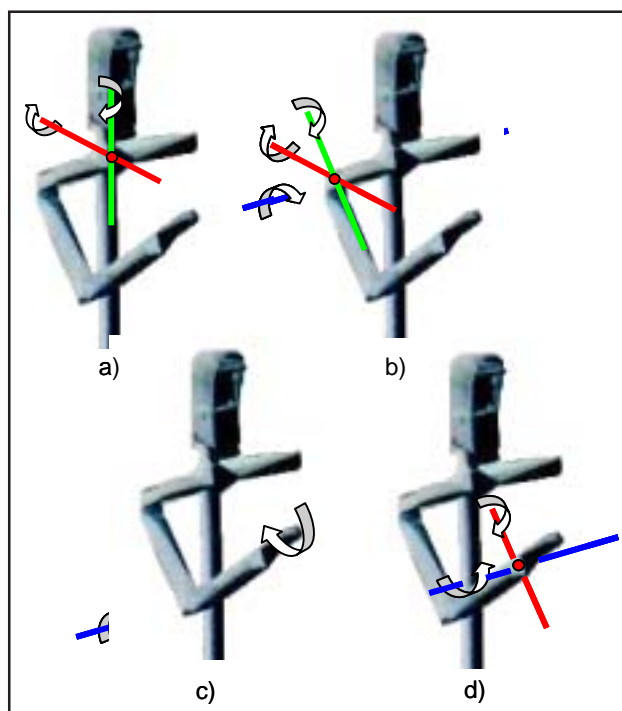


Figura 2 (derecha). Grados de libertad del brazo

Para cada uno de los cuerpos del modelo se define un sistema de coordenadas a partir de una tríada de vectores unitarios mutuamente perpendiculares. Así, se define un sistema de coordenadas global en el tórax (SCG) definido por los vectores unitarios t_1 , t_2 y t_3 , y sistemas de coordenadas locales en cada uno de los cuerpos del modelo (SCL).

Adquisición del Movimiento del Brazo

La adquisición del movimiento del brazo se realiza utilizando un conjunto de cámaras digitales que graban el movimiento que se desea analizar. Estas grabaciones son procesadas para reconstruir el movimiento de un conjunto de puntos de control denominados marcadores, que se han dispuesto previamente sobre el brazo (Fig. 3). Una vez se conoce el movimiento de los marcadores se puede

calcular el movimiento de los segmentos del brazo [2], [5].

Para analizar el movimiento del brazo se propone utilizar un conjunto de marcadores modificado del propuesto por Van der Helm [1], [2], [5]. Se utilizarán nueve marcadores dispuestos como se indica en la Tabla 1. Se decidió eliminar el marcador del plexo para evitar movimientos asociados con la respiración (ensanchamiento del pecho).

A continuación se presenta la definición propuesta para los movimientos del brazo, estudiando en detalle cada una de las articulaciones y sus movimientos asociados.

Para describir el comportamiento de la clavícula respecto al tórax se definen dos movimientos: elevación (arriba-abajo) e inclinación (adelante-atrás). Se define el estado cero elevación y cero inclinación cuando el brazo descansa sin ningún tipo de esfuerzo.

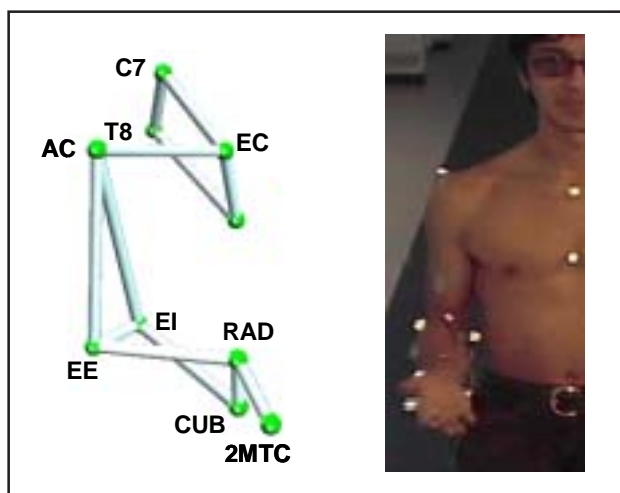


Figura 3. Conjunto de marcadores para análisis de movimiento de brazo

TABLA 1		
Núm	Símbolo	Ubicación
1	EC	Articulación Esterno-Clavicular
2	C7	7° Vértebra Cervical
3	T8	8° Vértebra Torácica
4	AC	Articulación Acromio-Clavicular
5	EE	Epicóndilo Externo
6	EI	Epicóndilo Interno
7	CUB	Prominencia del Cúbito
8	RA	Prominencia del Radio
9	2MTC	2do Metacarpiano

Tabla 1. Definición del conjunto de marcadores del brazo

Para describir el movimiento del hombro se definen tres rotaciones: flexión-extensión, abducción-aducción y rotación axial. El estado cero se define con el brazo vertical pegado al tórax.

Los movimientos del antebrazo respecto al húmero, se dan en la articulación del codo y son: flexión-extensión y pronación-supinación. Como estado cero se considera el antebrazo horizontal de tal forma que la mano mire hacia adentro.

Finalmente la muñeca provee dos movimientos de la mano respecto al antebrazo: flexión-extensión y desviación radio-cubital.

Esta definición de movimientos permite graficar las variables que definen el movimiento del brazo humano de forma continua y unívoca. En la Fig. 4 se ilustra un reporte típico de movimiento del brazo usando estas definiciones.

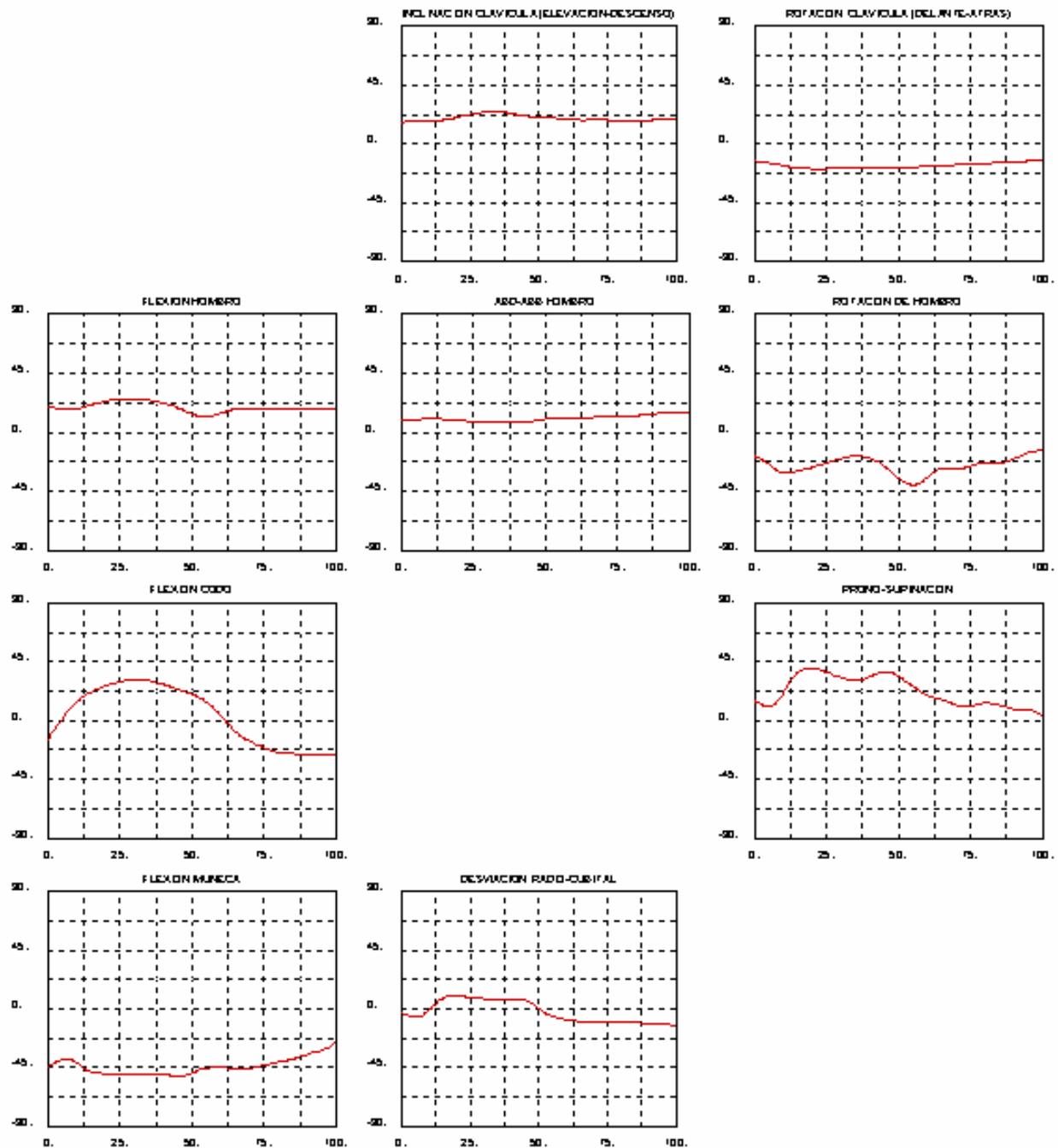


Figura 4. Reporte de movimiento del brazo

Cinemática del Brazo Humano

El proceso de adquisición de datos descrito en el numeral anterior es la base para realizar los cálculos cinemáticos. El procesamiento de los videos digitales se realiza con el software APAS que provee archivos de secuencias de posiciones, velocidades y aceleraciones de los marcadores. Usando esto como base se, se han desarrollado algoritmos y software propio que permite el análisis dinámico del brazo.

Para lograr describir el movimiento de cada segmento se seleccionó el conjunto de marcadores de tal forma que al menos quedan tres marcadores en cada segmento del brazo. De esta forma es posible construir sistemas de coordenadas locales y calcular la posición de los centros articulares de cada segmento.

La cinemática del brazo se describirá de forma completa si se conocen las posiciones, velocidades y aceleraciones de todos sus puntos. Aprovechando la definición del modelo físico presentada en el numeral 2 será suficiente con conocer las velocidades y aceleraciones angulares de cada uno de los segmentos (cuerpos rígidos), pues ya se conocen velocidades y aceleraciones de otros puntos de los segmentos (los marcadores) [4], [5].

El planteamiento que se propone es calcular los vectores de velocidad angular de los segmentos del brazo y realizar posteriormente una derivación numérica para calcular la aceleración angular. De esta forma el problema se centra en resolver el cálculo de velocidades angulares. Este se basa en la estimación de la evolución temporal de los sistemas de coordenadas fijos a los cuerpos, de forma similar a como se hace en robótica [6], [7].

Cálculo Cinético del Movimiento del Brazo

La cinética del movimiento del brazo provee información sobre las fuerzas necesarias para moverse libremente o cargando algún objeto. Aunque esta información solo cubre parcialmente las posibles funciones del brazo humano, es de gran importancia pues este tipo de movimientos son la base para otros de mayor complejidad.

El cálculo cinético sigue también la metodología propuesta en la robótica en particular el método de Newton-Euler [6], [7]. Este método parte del conocimiento de la cinemática del brazo y es iterativo. En el caso del brazo solo se consideran dos segmentos el antebrazo y el húmero.

El proceso comienza por el extremo libre que en este caso es la mano. Se calculan las fuerzas que ejerce la mano sobre la articulación de la muñeca teniendo en cuenta su masa, aceleración, y fuerzas externas como el peso. Este proceso se realiza de forma similar con el codo y el hombro incluyendo en el cálculo las reacciones encontradas en la articulación anterior.

La aplicación de este método supone el conocimiento de las propiedades de masa de los segmentos que conforman el brazo. Cada uno de los segmentos del brazo se ha aproximado por arreglos de conos truncados. Para lograr una aproximación razonable de los volúmenes y formas se hace antropometría de longitudes y perímetros a lo largo del brazo. El tórax y la clavícula se asumirán durante el cálculo como elementos sin masa.

Una vez se tiene calculado el volumen de cada segmento se utiliza la densidad esperadas para cada uno de los segmentos [2], [4]. De esta manera es posible calcular masa, centro de gravedad, y momentos de inercia en los diferentes ejes.

Registro Electromiográfico

Adicionalmente, la adquisición del movimiento se enriquece con información electromiográfica, de activación de ciertos músculos. El grupo desarrolló un electromiógrafo portátil de ocho canales, capaz de adquirir hasta 2 segundos de actividad (Fig. 5). El aparato, de muy bajo peso, se instala en la espalda del individuo, disminuyendo la necesidad de instalar largos cables que impidan el movimiento.

Para procesar la señal EMG en bruto (Fig. 6) registradas por el electromiógrafo mencionado, se diseñaron algoritmos que permiten obtener información más clara que la que da la señal original.

La señal de EMG es estocástica; es decir aleatoria con valores no predecibles y se caracteriza por tener unas propiedades básicas que permiten obtener datos cuantitativos más significativos a la hora de dar un diagnóstico.

Es así como se implemento un programa utilizando la plataforma de MATLAB para determinar los valores de la señal rectificada, la envolvente de la señal de electromiografía utilizada para visualizar la magnitud de la activación muscular, la señal integrada ligada a la longitud de las fibras musculares y a la fuerza aplicada, la potencia instantánea, la energía acumulada, la densidad espectral de potencia y la densidad espectral de energía.

Estudio de caso

El estudio se llevo a cabo en el Instituto de Ortopedia Infantil Roosevelt, en 10 pacientes con hemiparesia espástica, entre los 5 y 7 años que presenten un desarrollo intelectual suficiente para realizar las pruebas, es decir que están en capacidad de manipular objetos y seguir instrucciones.

Para el estudio, se diseñó un experimento de movimiento típico que incluye los aspectos mencionados, este movimiento corresponde a manipular un objeto ubicado en una mesa, el paciente deberá llevar este objeto desde la mesa hacia la boca y luego regresarlo a la posición inicial.

La herramienta desarrollada se utiliza para caracterizar el movimiento a través de parámetros



Figura 5. Electromiógrafo portátil desarrollado por el Grupo de Ingeniería Biomédica

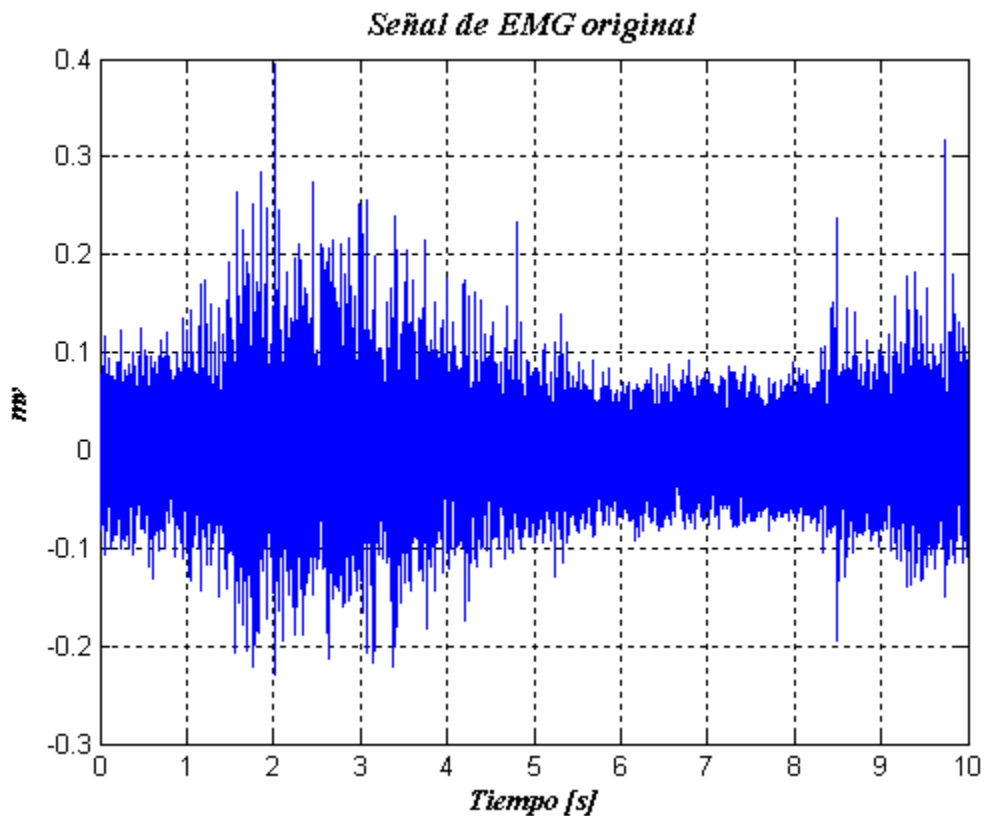


Figura 6. Señal en Bruto obtenida del Electromiógrafo portátil

cuantitativos e intentar describir la sincronía del movimiento normal y anormal. En electromiografía estos parámetros corresponden a los valores de frecuencia media, energía total y valor RMS de la señal durante el movimiento así como los intervalos de activación de los grupos musculares durante el ciclo de movimiento.

Los resultados del estudio de caso son muy prometedores y permiten verificar las bondades de la herramienta desarrollada. En general las gráficas de la cinemática del movimiento permiten ver fácilmente un cierto patrón de movimiento en los brazos sanos de los niños, mientras que se observan con claridad las limitaciones de movimiento impuestas por la espasticidad en los brazos afectados.

Por otra parte la electromiografía, mostró claras diferencias en los valores RMS (más bajos para los brazos afectados) y de frecuencia (más altos para los brazos afectados). Adicionalmente, la activación muscular coincide plenamente con la constante pronación de los miembros afectados.

Conclusiones

En este trabajo se presentó el desarrollo de una herramienta de análisis cuantitativo de movimiento de extremidades superiores que establece un nuevo paradigma en la evaluación de movimientos característicos y funcionales de las extremidades superiores, pues combina información de movimiento de los segmentos del brazo humano obtenida a través de video digital (cinco cámaras simultáneas), con información de activación muscular obtenida a partir de electromiografía. Esta herramienta tiene dos componentes: una metodología de análisis y un software de cálculo y producción de reportes.

La metodología se expresa a través del protocolo de pruebas (actividades a medir, ubicación de marcadores y electrodos), la captura y procesamiento de señales y el cálculo y presentación de resultados. El último componente se destaca especialmente pues consiste en un desarrollo de software que amplía los recursos actuales del Laboratorio de Análisis de Movimiento del Instituto de Ortopedia Infantil Roosevelt.

La metodología propuesta ha sido asumida en forma natural dentro del Laboratorio, pues se ha desarrollado en conjunto con personal del Laboratorio y se planteó como una variante natural de la metodología que se utiliza actualmente para análisis de marcha. El estudio de caso, alimentación en niños con hemiparesia espástica, ha mostrado la bondad de la herramienta para análisis de movimiento de extremidades superiores. Los reportes expresan de forma unívoca el movimiento realizado en las pruebas. Los profesionales de la salud interpretan las gráficas de los reportes de forma sencilla luego de un entrenamiento básico.

Es evidente la bondad de la fusión de información, en especial de las señales de video de movimiento y electromiografía (activación muscular). La presentación simultánea de esta información permite a los profesionales de la salud realizar análisis más completos y profundos sobre los problemas de movimiento de extremidades superiores.

Bibliografía

1. **G. Rau, C. Disselhorst-Klung, R. Schmidt.** Movement biomechanics goes upwards: from the leg to the arm. *Journal of Biomechanics*, 33:10 : 1207-1216. 2000.
2. **B. Nigg, W. Herzog.** «Biomechanics of the Musculo-skeletal System». Second Edition, Wiley, 1998.
3. **R. L. Craik, C. A. Oatis.** «Gait Analysis: Theory and Applications». Mosby, Saint Louis Missouri, E.U. 1995.
4. **A. Tozeren.** «Human body mechanics: Classical mechanics and human movement». Springer-Verlag New York, Inc. 2000.
5. **R. Schmidt, C. Disselhorst-Klung, J. Silny, G. Rau.** «A marker-based measurement procedure for unconstrained wrist and elbow motions». *Journal of Biomechanics*, 32:6 : 615-621. 1999.
6. **L. Sciavicco, y B. Siciliano.** «Modeling and Control of Robot Manipulators». McGraw – Hill, NY., 1996.
7. **A. Barrientos, L. Peñín, C. Balaguer, y R. Aracil.** «Fundamentos de Robótica». McGraw – Hill, Madrid, 1997.
8. **N. H. Mayer, A. Esquenazi, M. K Childers.** «Common patterns of clinical dysfunction». *Muscle and Nerve*; 20 (suppl 6): S21-S35, 1997.