

32. Salud humana.

Caracterización del movimiento de alcanzar y agarrar en sujetos sanos y con ACV

Mauricio Bouix mauriciobouix@gmail.com; Ariel Braidot abraidot@ingenieria.uner.edu.ar;

Gerónimo González ggonzalez2007@gmail.com; Melisa Frisoli

mfrisoli@ingenieria.uner.edu.ar

Universidad Nacional de Entre Ríos.

Resumen

Objetivos: Obtener una caracterización estandarizada del movimiento de alcance y agarre para movimiento de miembro superior. Aplicar modelos biomecánicos para valorar pacientes con alteraciones en la motricidad de miembro superior. Realizar una propuesta de segmentación del gesto de alcanzar y agarrar en sus distintas fases.

Metodología: Se realizan mediciones cinemáticas según el protocolo de marcadores recomendado por la *International Society of Biomechanics*, durante dos gestos alcance y agarre justificados por la periodicidad con que se realizan en la vida cotidiana:

- Alcanzar y agarrar un objeto – sostener - volver a la posición original
- Alcanzar y agarrar un objeto - llevarlo a la boca – volver a la posición original.

Principales resultados: Mediante las señales espaciales brindada por los marcadores retro reflectivos utilizados en conjunto en el sistema de cámaras Optitrack® y su correspondiente software Motive®, se procedió a su visualización y exportación a un formato compatible con el software de cálculo (MATLAB®), con el cual se pudieron procesar las señales y calcular medias, desvíos estándar, y así poder cotejar con señales registradas del mismo paciente como a así también con señales de otros voluntarios estudiados.

Con estos datos se obtuvieron los sistemas coordenados locales de cada segmento, además de calcular los ángulos anatómicos de Flexión/Extensión, Aducción/Abducción y Rotación Externa/Interna de cada articulación. De acuerdo a lo estudiado, se divide el gesto en cinco fases. Estos resultados permitieron caracterizar el movimiento de sujetos de control (sanos) y aquellos que habían sufrido un ACV.

Palabras clave: Accidente cerebrovascular (ACV), alcanzar y agarrar, análisis de movimiento, biomecánica, miembro superior.

Introducción

El accidente cerebrovascular es la segunda causa de muerte y la causa principal de la discapacidad de los adultos en el mundo y la principal o segunda causa de muerte en muchos países de América Latina y el Caribe. Dos tercios de todas las muertes por accidente cerebrovascular ocurren en países en desarrollo y países no desarrollados (Lavados *et al.*, 2007). Esta enfermedad será un grave problema de salud pública en América del Sur durante las próximas décadas debido al aumento de la esperanza de vida y al control de los factores de riesgo, ya que la mortalidad ha descendido, sin embargo, la morbilidad está aumentando, lo que se refleja en un número importante de discapacidades, en incremento del costo económico social (Saposnik & Del Brutto, 2003)(Tyler & Karst, 2004).

Argentina no escapa a esa realidad: el ACV afecta a una persona cada cuatro minutos y mata a más de 18.000 personas al año, siendo la primera causa de discapacidad y la segunda de muerte. A pesar de eso, hay pocos estudios epidemiológicos de población en la región y la mayoría de la información disponible proviene de registros hospitalarios (Casas *et al.*, 2016), (Saposnik & Del Brutto, 2003).

La afección de la extremidad superior es común después del ACV y a menudo conduce a un control deficiente del movimiento y la aparición de alguna discapacidad a largo plazo. Debido a que el movimiento de alcanzar es un componente necesario de muchas tareas de la vida diaria, las personas afectadas experimentan una disminución de la autonomía y la calidad de vida (Massie, Fritz, & Malcolm, 2011). Una medición precisa y adecuada valoración del movimiento del miembro superior durante este gesto es crucial para la rehabilitación, considerando que al comprender los factores implicados en la discapacidad funcional crónica del movimiento de las extremidades superiores, se podría contribuir a mejorar los tratamientos y aclarar la fisiopatología de la recuperación motora después del accidente cerebrovascular (Wu, Liing, Chen, Chen, & Lin, 2014), (Steenbergen, Thiel, Hulstijn, & Meulenbroek, 2000), (Wenzelburger *et al.*, 2005).

El análisis cinemático de los movimientos de alcance y agarre revela al menos dos componentes: la mano sigue una trayectoria característica mientras se mueve hacia un objeto (el componente de transporte) y luego la mano se abre y se cierra sobre el objeto (el componente de agarre) y ambos deben coordinarse para garantizar el éxito. La apertura de la mano

se correlaciona con el inicio del movimiento de la mano hacia el objeto y el tiempo de apertura máxima de la mano se correlaciona con la desaceleración máxima de la mano (Steenbergen et al., 2000).

En el entorno clínico, hay una amplia variedad de pruebas: Wolf Function, Function Test, Evaluación Fugl-Meyer y Fugl-Meyer modificada, entre otras (Massie et al., 2011), (Wu et al., 2014), (Cirstea & Levin, 2000), pero comúnmente proporcionan información modesta sobre la ejecución de la tarea cinética. Actualmente el análisis cinemático y dinámico mediante tecnologías disponibles representan herramientas accesibles y necesarias para obtener resultados más relevantes. Los sistemas de captura de movimiento consisten en equipamientos fiables y objetivos en la medición del movimiento, pero no siempre se aplican al análisis biomecánico de la extremidad superior en el campo clínico (Tyler & Karst, 2004), (Massie et al., 2011). Estas tecnologías deben ser complementadas con una correcta aplicación de modelo biomecánico para la obtención de resultados clínicamente relevantes.

La investigación sobre la cinemática de miembro superior se ha aplicado recientemente para discriminar las diferencias en las estrategias de

movimiento entre personas con accidente cerebrovascular y adultos sanos y para evaluar los efectos de diversas intervenciones terapéuticas en la extremidad superior o la recuperación después del accidente cerebrovascular (Chung & Liu, 2013).

Objetivos

Teniendo en cuenta estos antecedentes, existe una evidente necesidad de establecer y evaluar modelos de miembro superior que puedan contribuir a conformar patrones biomecánicos patológicos y no patológicos del movimiento de las extremidades superiores, con el propósito de que esta caracterización sirva de herramienta clínica de forma análoga al análisis biomecánico de la marcha que se han estandarizado y se aplican en la clínica para diagnóstico e intervención en patologías motrices de miembro inferior.

En este trabajo, se presenta un análisis biomecánico aplicado a la extremidad superior utilizando un modelo adaptado basado en el modelo de Rab et al (Rab, Petuskey, & Bagley, 2002). Consiste en 26 marcadores externos para obtener variables cinemáticas y parámetros espacio-temporales correspondientes a los segmentos: tronco, brazo, antebrazo y mano y las principales articulaciones de interés: hombro, codo y muñeca.

Materiales y Métodos

El presente modelo, con sus consideraciones matemáticas, se basó en el modelo de miembro superior de Rab et al (Rab et al., 2002) con modificaciones menores pero específicas que buscan la mejora de las estimaciones del centro articular.

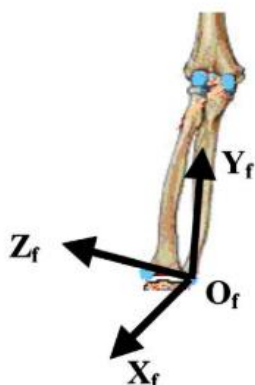


Figura 1. Orientación del sistema coordenado local del antebrazo.

Los sistemas de coordenadas locales se definieron de manera general, con el eje X dirigido en sentido antero-posterior del plano anatómico, el eje Y dirigido en sentido longitudinal al segmento y el eje Z dirigido en sentido lateral (Fig. 1) con el objetivo de obtener una correspondencia entre los planos anatómico de movimiento acordes a los conceptos de flexión, abducción y la rotación en el ámbito clínico. De esta manera se evaluó la cinemática a nivel de las tres articulaciones principales de miembro superior: hombro, codo y muñeca.

Se colocaron 26 marcadores reflectivos sobre el tronco, la cintura pélvica y

escapular y ambas extremidades superiores en los accidentes óseos estipulados por las recomendaciones de la Sociedad Internacional de Biomecánica, ISB (Fig. 2). Los participantes se sentaron cómodamente en una silla de altura ajustable para lograr que las articulaciones de cadera y rodilla permanezcan flexionadas a 90° aproximadamente y con ambos pies apoyados en el piso. Ambos brazos descansaban sobre la mesa de modo que el hombro estaba en una posición neutral, los codos se flexionaban aproximadamente 90°, con las palmas apoyadas sobre la mesa. Se utilizó como objeto de alcance un vaso plástico de tamaño estándar.



Figura 2. Protocolo de marcadores utilizado durante los registros del movimiento de alcanzar y agarrar.

Desde la posición inicial, a cada voluntario se le instruyó realizar el movimiento de alcance agarre y sostén del objetivo, y finalmente regreso a la posición inicial. En una segunda repetición de los registros, se solicitaba llevar el objetivo a la boca simulando la actividad de beber del vaso.

Tabla 1

Listado de marcadores reflectivos utilizados y sus respectivas posiciones anatómicas. Las siglas R y L corresponden a los miembros derecho e izquierdo respectivamente.

Marcadores	Ubicación
1 TG	Objeto
2 C7	7ma. Cervical
3 PX	Proceso Xifoideo
4 IJ	Incisura Yugular
5 y 6 SC R y L	Art. Esternoclavicular
7 y 8 ACR R y L	Art. Acromioclavicular
9 y 10 PC R y L	Proceso Coracoide
11 y 12 AI R y L	Ángulo Inf. Escapular
13 y 14 EM R y L	Epicond. Hum. Medial
15 y 16 EL R y L	Epicond. Hum. Lateral
17 y 18 US R y L	Estiloide Ulnar
19 y 20 UR R y L	Estiloide Radial
21 y 22 MC R y L	3er. Metacarpiano
23 y 24 ASIS R y L	Espina Ilíaca Anterior
25 T8	8va. Torácica
26 SAC	Sacro

Considerando el elevado número de señales por analizar y teniendo en cuenta que cada voluntario realiza al menos tres repeticiones de diversos gestos con ambos miembros superiores, surgió la necesidad de contar con un método de detección de eventos que permita delimitar las señales de forma automática o semiautomática (Butler, Ladd, LaMont, & Rose, 2010).

De acuerdo a lo estudiado, se divide el gesto en cinco fases (Fig. 3). La primera fase es la de alcance y agarre (T0) comienza con el inicio del movimiento de la mano y continúa hasta que el objeto despegue de la mesa. La siguiente es la primera fase de transporte (T1) se define como el tiempo desde el despegue del vaso hasta cuando el movimiento del objeto en la mano se detiene completamente. La segunda fase de transporte de objeto (T2) comienza cuando la mano reinicia el movimiento del vaso hasta que el vaso toca la mesa. La fase de liberación (T3) dura desde el contacto del objeto con la mesa hasta que el vaso se libera por completo de la mano. La última fase (T4) es la de retorno: se inicia cuando la mano se retira del vaso y continúa hasta que la mano se detiene en la posición inicial, completando así el ciclo. Se realizó el cálculo de las velocidades y aceleraciones utilizando la aproximación polinómica de Savitsky-Golay con el fin de evaluar la cinemática del movimiento en estudio (Quan & Cai, 2012).

Resultados y Discusión

Para realizar la presentación de los resultados se requiere delimitar cada registro del 0 al 100% del ciclo con un método apropiado de detección. Se decidió utilizar la detección por umbrales

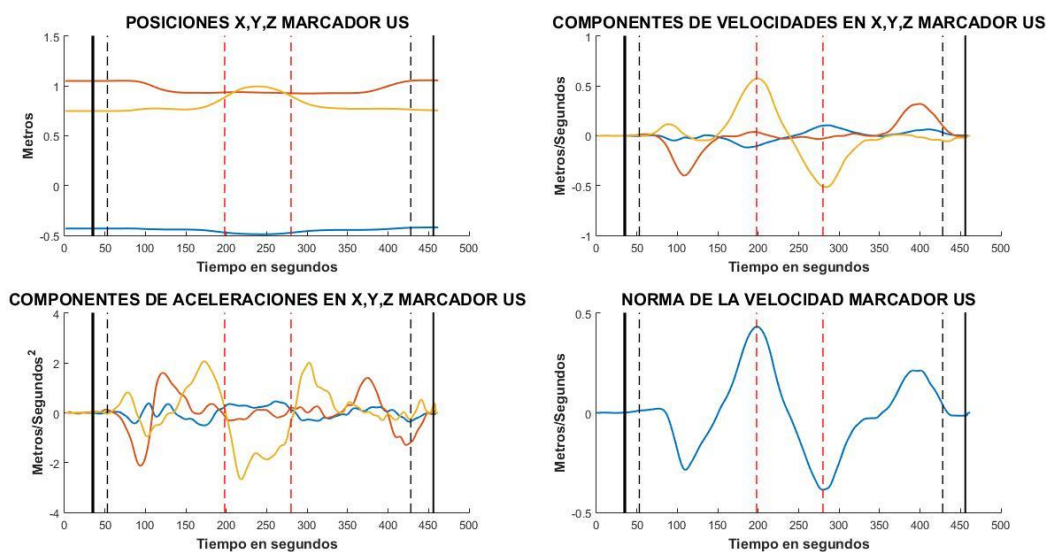


Figura 3. Señales de posición, velocidad y aceleración del marcador US para un registro del movimiento de alcanzar y agarrar, utilizados en la detección de eventos para delimitación del 0 al 100% del ciclo de movimiento.

mediante los perfiles de velocidad del marcador US del miembro dominante en los sujetos no patológicos y del miembro afectado en los sujetos no patológicos durante el gesto de alcanzar y agarrar. Se realiza una inspección de las señales de posición, velocidad y aceleración del marcador US (Fig. 3) durante las primeras corridas para establecer un umbral adecuado que quedó fijado entre el 1% y el 3% de cambio de velocidad.

En la Figura 3 también puede observarse la delimitación de las fases T0: alcance y agarre, las dos fases de transporte en la zona media T1, T2, y T3, y la fase T4 de retorno, indicado a través de los

segmentos de recta verticales en línea punteada.

En las figuras a continuación, se muestran los ángulos anatómicos de las articulaciones del miembro superior correspondientes a cada voluntario del grupo de control. En líneas continuas de diversos colores se graficaron los valores promediados de tres registros de cada sujeto y en línea negra punteada, los patrones correspondientes a la media y el desvío estándar del total de los registros inter-sujetos. Cada figura representa respectivamente, a los ángulos de Abducción/Aducción en el Hombro (Fig. 4), Flexión/Extensión en el Hombro (Fig. 5),

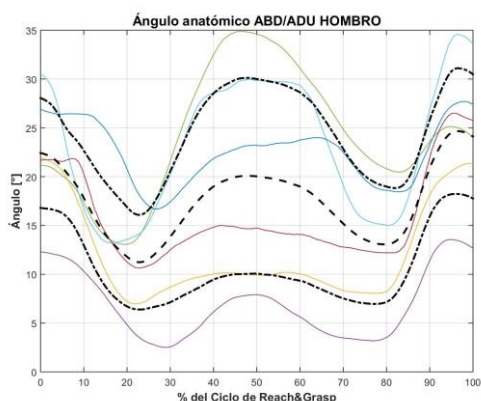


Figura 4. Angulo anatómico de Abducción - Aducción del Hombro.

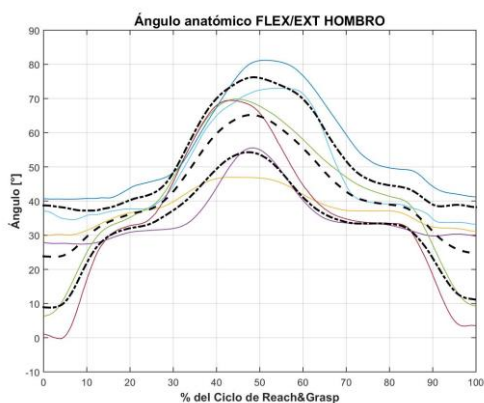


Figura 5. Angulo anatómico de Flexión - Extensión del Hombro.

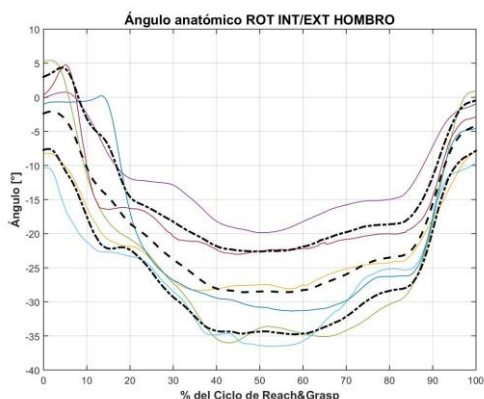


Figura 6. Angulo anatómico de Rotación Interna - Externa del Hombro.

Rotación Interna/Externa en el Hombro (Fig. 6), Flexión/Extensión en el Codo (Fig. 8) y Abducción/Aducción en Muñeca (Fig. 9). Estas variables presentadas son las consideradas de mayor relevancia debido a los grados de libertad que caracterizan a cada articulación y a la mayor repetibilidad observada durante los registros para estas variables. No se reportan excursiones angulares del tronco debido a pérdidas en los marcadores durante algunos registros.

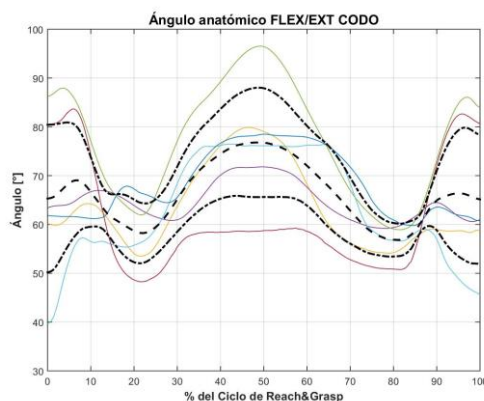


Figura 7. Angulo anatómico de Flexión - Extensión del Codo.

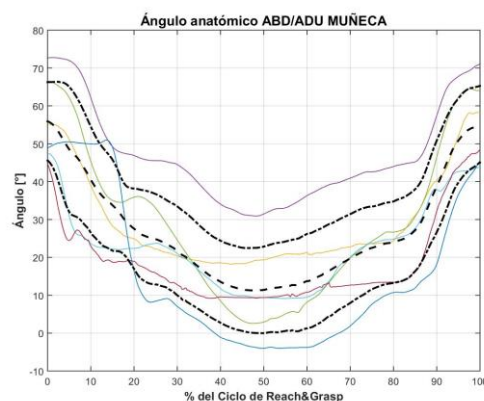


Figura 8. Angulo anatómico de Abducción - Aducción del Hombro.

En todas las figuras se puede apreciar una simetría coherente entre la primera mitad de cada ciclo (del 0 al 50%) y la segunda mitad (50% en adelante), debido a que el movimiento de reposición del miembro superior es similar al de alcance y agarre, aunque no idéntico.

En los ángulos de las figuras 4, 5 y 7 se detectan dispersiones elevadas, principalmente entre el 40% y 60% del ciclo. Esta mayor variabilidad cinemática entre los registros de los sujetos de control es razonable y está relacionada con diferencias en la estrategia de agarre y sostén que cada sujeto emplea para elevar el objeto a discreción, dado que no hubo restricción de duración o altura impuesta en el protocolo de medición en este sentido. La configuración del experimento si bien estipulaba una posición inicial de los segmentos modelados, no establecía control exacto sobre los ángulos iniciales de cada articulación para no condicionar el movimiento natural tal como se efectúa en la vida cotidiana.

En las figuras 9 y 10 se observan dos comparaciones en las excursiones angulares de Abducción/Aducción de la articulación del Hombro (Fig. 9) y Flexión/Extensión del Codo (Fig. 10), correspondientes a un registro de un sujeto de control y un registro de un voluntario con secuelas de ACV.

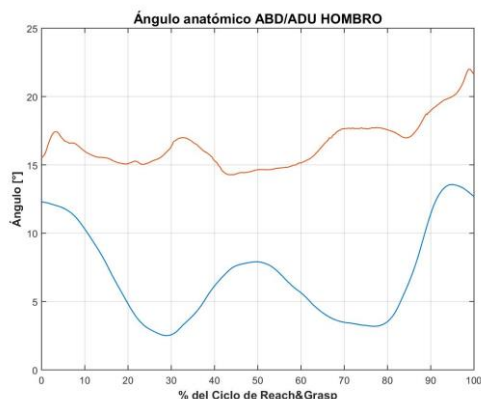


Figura 9. Comparación del ángulo anatómico de Abducción - Aducción del Hombro entre un registro de control y un registro patológico. En color rojo la variable correspondiente a un voluntario patológico y en color azul, a un sujeto de control.

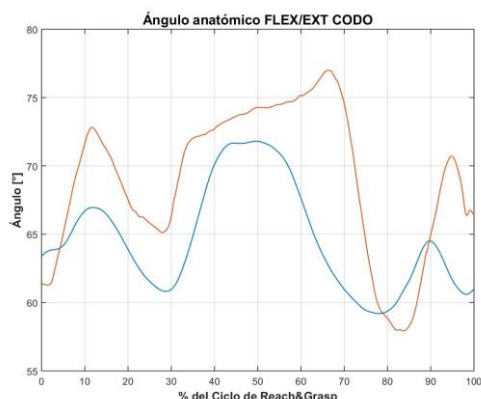


Figura 10. Comparación del ángulo anatómico de Flexión – Extensión del Codo entre un registro de control y un registro patológico. En color rojo la variable correspondiente a un voluntario patológico y en color azul, a un sujeto de control.

Se evidencia que ambos registros patológicos (en curvas de color rojo) poseen mayor rango de excursión y menor suavidad. Particularmente en la articulación del hombro (Fig. 9), la curva no sigue el patrón de movimiento del sujeto de control, lo que manifiesta un

déficit en el control neuromuscular. La curva en color rojo de la figura 10, correspondiente al ángulo de flexión-extensión de un voluntario patológico a nivel del codo, sigue el patrón morfológico del sujeto de control, pero se observa que los máximos y mínimos locales son más acentuados y presentan menor suavidad, evidenciando que el movimiento involucra mayor cantidad de ajustes en las velocidades y aceleraciones angulares de los segmentos brazo y antebrazo.

Conclusiones

El presente trabajo expone los resultados preliminares de un protocolo de medición del gesto de alcanzar y agarrar en sujetos de control y voluntarios que han sufrido episodios de accidentes cerebrovasculares o ACV. La adquisición de registros ha sido aplicada a través de un modelo biomecánico de miembro superior siguiendo los lineamientos que recomienda la ISB.

Al momento se ha logrado caracterizar la cinemática de las articulaciones de hombro, codo y muñeca para la población de control, utilizando el modelo de Rab *et al.* adaptado, y mediante segmentación semiautomática de los registros para su posterior comparación mediante ciclos de movimiento.

La caracterización del grupo patológico no se efectuó en totalidad debido a la diversidad de patrones encontrados para

las diferentes variables calculadas, aspecto que complejiza la obtención de conclusiones generales y obliga el análisis individual de los registros. Este desafío por afrontar se debe a la falta de homogeneidad en las características de esta población, ya que el nivel de funcionalidad de cada voluntario patológico depende fuertemente del tipo, de la ubicación y la gravedad de la lesión producto del ACV.

Agradecimientos

A todos los voluntarios que concedieron su tiempo para participar de la experimentación.

Financiamiento

Los recursos físicos y los recursos humanos necesarios para llevar a cabo la experimentación dentro de esta línea de investigación, han sido sustanciados por:

- El sistema de Becas de Formación de la UNER y la Facultad de Ingeniería.
- PID-UNER N° 6179 de la Facultad de Ingeniería de la Universidad Nacional de la Entre Ríos.
- El Consejo Nacional de Investigaciones Científicas y Técnicas de la Rca. Argentina (CONICET).

Referencias

Butler, E. E., Ladd, A. L., LaMont, L. E., & Rose, J. (2010). Temporal-spatial parameters of the upper limb during a

- Reach & Grasp Cycle for children. *Gait and Posture*. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2010.05.013>
- Casas, I., Báez, A., Banfi, N., Blumenkrantz, Y., Javier, M., Barros, M., ... Lozano, C. (2016). Neurología Argentina, 8(3), 210–226.
- Chung, Y.-F., & Liu, C.-H. (2013). Design of a wireless sensor network platform for tele-homecare. *Sensors (Basel, Switzerland)*, 13(12), 17156–75. <https://doi.org/10.3390/s131217156>
- Cirstea, M. C., & Levin, M. F. (2000). Compensatory strategies for reaching in stroke. *Brain: A Journal of Neurology*, 123 (Pt 5, 940–53. Retrieved from <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/10775539>
- Lavados, P. M., Hennis, A. J. M., Fernandes, J. G., Medina, M. T., Legetic, B., Hoppe, A., ... Salinas, R. (2007). Stroke epidemiology, prevention, and management strategies at a regional level: Latin America and the Caribbean. *The Lancet. Neurology*, 6(4), 362–72. [https://doi.org/10.1016/S1474-4422\(07\)70003-0](https://doi.org/10.1016/S1474-4422(07)70003-0)
- Massie, C. L., Fritz, S., & Malcolm, M. P. (2011). Elbow extension predicts motor impairment and performance after stroke. *Rehabilitation Research and Practice*, 2011, 381978. <https://doi.org/10.1155/2011/381978>
- Quan, Q., & Cai, K. Y. (2012). Time-domain analysis of the Savitzky-Golay filters. *Digital Signal Processing: A Review Journal*, 22(2), 238–245. <https://doi.org/10.1016/j.dsp.2011.11.004>
- Rab, G., Petuskey, K., & Bagley, A. (2002). A method for determination of upper extremity kinematics. *Gait & Posture*, 15(2), 113–9. Retrieved from <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/11869904>
- Saposnik, G., & Del Brutto, O. H. (2003). Stroke in South America: A systematic review of incidence, prevalence, and stroke subtypes. *Stroke*, 34(9), 2103–2107. <https://doi.org/10.1161/01.STR.0000088063.74250.DB>
- Steenbergen, B., Thiel, E. Van, Hulstijn, W., & Meulenbroek, R. G. J. (2000). The coordination of reaching and grasping in spastic hemiparesis. *Human Movement Science*, 19(1), 75–105. [https://doi.org/10.1016/S0167-9457\(00\)00006-3](https://doi.org/10.1016/S0167-9457(00)00006-3)
- Tyler, A. E., & Karst, G. M. (2004). Timing of muscle activity during reaching while standing: systematic changes with target distance. *Gait & Posture*,

20(2), 126–33.

<https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2003.07.001>

Wenzelburger, R., Kopper, F., Frenzel, A., Stolze, H., Klebe, S., Brossmann, A., ... Deuschl, G. (2005). Hand coordination following capsular stroke. *Brain : A Journal of Neurology*, 128(Pt 1), 64–74.

<https://doi.org/10.1093/brain/awh317>

Wu, C.-Y., Liing, R.-J., Chen, H.-C., Chen, C.-L., & Lin, K.-C. (2014). Arm and trunk movement kinematics during seated reaching within and beyond arm's length in people with stroke: a validity study. *Physical Therapy*, 94(6), 845–56.

<https://doi.org/10.2522/ptj.20130101>.