

ORIGINAL

Análisis del movimiento de la extremidad superior hemiparética en pacientes con accidente cerebrovascular: estudio piloto

F. Molina Rueda*, F.M. Rivas Montero, M. Pérez de Heredia Torres, I.M. Alguacil Diego, A. Molero Sánchez y J.C. Miangolarra Page

Grupo de Investigación del Laboratorio de Análisis del Movimiento, Biomecánica, Ergonomía y Control Motor (LAMBECOM), Departamento de Fisioterapia, Terapia Ocupacional, Rehabilitación y Medicina Física, Facultad de Ciencias de la Salud, Universidad Rey Juan Carlos, Alcorcón, Madrid, España

Recibido el 21 de julio de 2011; aceptado el 20 de diciembre de 2011

Accesible en línea el 18 de febrero de 2012

PALABRAS CLAVE

Actividades de la vida diaria;
Cinemática;
Control motor;
Electromiografía;
Enfermedad cerebrovascular;
Extremidad superior

Resumen

Introducción: Consecuentemente a la lesión neurofisiológica, los pacientes con ictus presentan limitaciones motoras principalmente en el hemicuerpo contralateral al hemisferio lesionado. El objetivo de este trabajo es cuantificar las estrategias motoras de compensación que ocurren en la extremidad superior afectada en pacientes con ictus durante la actividad de beber agua de un vaso.

Material y métodos: Cuatro pacientes con ictus y cuatro sujetos controles, sin patología y diestros. El análisis del movimiento se realizó usando el sistema VICONmotion System® y el equipo de electromiografía de superficie Aurion ZeroWire®. Se analizaron los movimientos articulares del codo, el hombro y el tórax. Se realizó un análisis cualitativo de la secuencia de activación muscular.

Resultados: Se observó una disminución de las amplitudes articulares en el plano sagital del codo y el hombro durante la actividad de beber en el grupo de casos; sin embargo, las amplitudes articulares del tronco y el hombro en el plano frontal fueron mayores con respecto a los sujetos controles. En cuanto a la secuencia de activación muscular, deltoides anterior, medio y posterior, se contrajeron en el grupo de pacientes conjuntamente durante la tarea, mientras que el trapecio superior mantuvo su activación durante toda la actividad.

Conclusiones: El análisis cuantitativo del movimiento ofrece información cuantitativa acerca de las estrategias de compensación que realizan los pacientes con ictus, y por tanto, su relevancia clínica es importante.

© 2011 Sociedad Española de Neurología. Publicado por Elsevier España, S.L. Todos los derechos reservados.

* Autor para correspondencia.

Correo electrónico: francisco.molina@urjc.es (F. Molina Rueda).

KEYWORDS

Activities of daily living;
Cerebrovascular disease;
Electromyographic;
Kinematics;
Motor control;
Upper extremity

Movement analysis of upper extremity hemiparesis in patients with cerebrovascular disease: a pilot study

Abstract

Introduction: As a result of neurophysiological injury, stroke patients have mobility limitations, mainly on the side of the body contralateral to the lesioned hemisphere. The purpose of this study is to quantify motor compensation strategies in stroke patients during the activity of drinking water from a glass.

Material and methods: Four male patient with cerebrovascular disease and four right-handed, healthy male control subjects. The motion analysis was conducted using the Vicon Motion System® and surface electromyography equipment ZeroWire Aurion®. We analysed elbow, shoulder and trunk joint movements and performed a qualitative analysis of the sequence of muscle activation.

Results: Trunk, shoulder and elbow movements measured in the stroke patient along the sagittal plane decreased during the drinking from a glass activity, while the movements in the shoulder in the coronal plane and trunk increased. As for the sequence of muscle activation, anterior, middle and posterior deltoid all contracted in the patient group during the task, while the upper trapezius activation remained throughout the activity.

Conclusions: Quantitative analysis of movement provides quantitative information on compensation strategies used by stroke patients, and is therefore, clinically relevant.

© 2011 Sociedad Española de Neurología. Published by Elsevier España, S.L. All rights reserved.

Introducción

El estudio del desempeño de la extremidad superior por medio del análisis cinemático tridimensional (3D) y electromiografía de superficie (EMG) puede llegar a ser una herramienta importante para la toma de decisiones clínicas y la medición de resultados, en pacientes con accidente cerebrovascular (ACV)¹. En comparación con el análisis de la marcha, el análisis 3D de la extremidad superior conlleva varios inconvenientes. En primer lugar, no existe una única actividad funcional relevante en el miembro superior. Segundo, las actividades funcionales de la extremidad superior muestran una gran variación de ejecución en población normal, en oposición con el patrón estereotipado de marcha. Tercero, la extremidad superior y especialmente la articulación del hombro tienen un gran recorrido, en comparación con la extremidad inferior. Todo ello implica una gran variedad de problemas a la hora de realizar una medición. La cinemática de la extremidad superior ha sido estudiada previamente². Sin embargo, hasta el momento, no se habían desarrollado estudios que examinasen la función de la extremidad superior con sistemas 3D. Ensayos previos han analizado las actividades de la vida diaria (AVD) en sujetos sanos³⁻⁶ y en pacientes con diversas condiciones neurológicas⁷⁻¹⁰. En pacientes con ACV existen pocos estudios que evalúen la cinemática en las AVD^{11,12} y ninguno, en nuestro conocimiento, que considere la actividad EMG durante alguna de ellas.

La lesión cerebrovascular afecta a áreas y estructuras cerebrales directamente relacionadas con la ejecución de las AVD, por ejemplo, los núcleos de la base, los cuales, a lo largo de la adquisición de la reptación, marcha cuadrúpeda y marcha en bipedestación, van creando unos trayectos prioritarios de las raíces de las extremidades. Estos trayectos van a constituir las direcciones de máxima facilidad para el

acompañamiento de los movimientos de la mano^{13,14}. Este movimiento de la mano, al realizar una determinada praxis, tendrá su origen en la corteza, pero la posición de facilitación de la muñeca, el codo y el hombro será adoptada por los esquemas motrices de los núcleos de la base. Además, el cerebelo, como centro de la coordinación motriz, estará en íntima conexión con estas actividades, facilitando la actividad distal cortical. Este procesamiento continuo por parte del sistema motor de las señales sensoriales aferentes preparará los actos motores y refinará la ejecución de las tareas motoras finas. Por medio de él, el sistema nervioso central (SNC) integra la información procedente de múltiples canales sensoriales, permitiendo así la realización de tareas específicas¹⁵.

Consecuentemente a la lesión neurofisiológica, los pacientes con ACV presentan limitaciones motoras principalmente en el hemicuerpo contralateral al hemisferio lesionado. De esta manera, se modifican los patrones motores de la extremidad superior del hemicuerpo afectado contralateral al hemisferio cerebral lesionado, en el tronco y de la extremidad superior del hemicuerpo ipsilateral al hemisferio lesionado¹⁶. En cualquier caso, se crean estrategias motoras de compensación cuya repetición puede ocasionar trastornos musculoesqueléticos. La cuantificación de las limitaciones motoras existentes y de las estrategias motoras de compensación permitiría realizar un abordaje preciso del trastorno motor¹¹ y disminuir así, la necesidad de desarrollar estrategias motoras de compensación.

Objetivo

El objetivo de este estudio fue analizar qué diferencias cinemáticas y de cronología de activación muscular pueden existir entre pacientes con ACV y sujetos sanos al realizar la

actividad de beber agua de un vaso. En nuestro estudio partimos de la hipótesis de que las limitaciones de la extremidad superior presentes en los sujetos con ACV ocasionan que al realizar la actividad de ingerir líquidos exista una estrategia motora de compensación, por parte de otros músculos, principalmente los del tronco. Asimismo, creemos que la secuencia de activación muscular variará para poder suplir a la musculatura propia de este patrón motor.

Material y métodos

Sujetos

Cuatro pacientes varones de $42 \pm 5,6$ años con ACV en el territorio de la arteria cerebral media y hemiparesia de predominio braquial. Todos los pacientes fueron diestros y presentaban una hemiparesia derecha. Los pacientes cumplían los siguientes criterios de inclusión: capacidad de manipular la mayoría de los objetos con escasa reducción en la calidad y/o velocidad del logro, espasticidad inferior o igual a 2 (Asworth modificada), capacidad de comprender instrucciones y colaborar activamente en las tareas, y capacidad de bipedestación estable (puntuación en la escala de Berg superior a 21). Se excluyó a pacientes con déficit cognitivo, afasia sensitiva, déficit visual, trastornos conductuales, rigidez articular, contracturas irreductibles y dismetrías; así como sujetos que hayan recibido tratamiento con toxina botulínica o baclofeno a menos de 3 meses del inicio del estudio. Además, se reclutó a 4 sujetos controles, varones sin patología de $45 \pm 3,8$ años y diestros. Se informó a todos los sujetos acerca de los procedimientos experimentales que se realizarían, solicitándoles su consentimiento para iniciar la participación en el estudio.

Instrumentación

El análisis 3D del movimiento se realizó usando el sistema optoelectrónico de 8 cámaras, VICON® Motion System (Oxford Metrics, Oxford, Reino Unido). Se utilizaron marcadores pasivos reflectantes, que se ubicaron en las siguientes referencias anatómicas validadas¹⁷: C7, T10, manubrio

esternal, apófisis xifoides, acromion, escápula derecha, tercio medio del brazo, epicóndilo, tercio medio del antebrazo, estiloides radial, estiloides cubital y cabeza del tercer metacarpiano. El movimiento se registró a una frecuencia de 100 Hz. La secuencia de activación muscular se analizó empleando un equipo de EMG de superficie Aurion ZeroWire (1000 Hz). Se registraron los siguientes músculos: trapecio superior, deltoides (fibras anteriores, medias y posteriores), bíceps braquial y tríceps braquial.

Las mediciones se llevaron a cabo en el Laboratorio de Análisis del Movimiento, Biomecánica, Ergonomía y Control Motor (LAMBECOM) de la Universidad Rey Juan Carlos.

Experimentación

Los sujetos fueron instruidos para realizar la actividad de beber agua de un vaso como actividad básica de la vida diaria básica (ABVD). Se empleó una mesa ajustable en altura, una silla sin respaldo regulable en altura y un vaso convencional.

Los sujetos estaban sentados con 90° de flexión de rodillas y caderas, enfrente de la mesa. La extremidad superior se posicionó inicialmente en posición neutra de hombro, 90° de flexión de codo y mano sobre la mesa con antebrazo en pronación. El vaso (15 cm de altura \times 5,5 cm de diámetro) se colocó frente al esternón del paciente sobre la mesa, a una distancia equivalente al 75% del máximo alcance de su extremidad superior. Se incorporó al vaso una pequeña cantidad de agua (100 ml).

La actividad fue dividida en 5 tareas o eventos: desde la posición inicial se inicia el agarre con el desplazamiento de la mano hasta el vaso, agarre del vaso, transporte del vaso a la boca, transporte del vaso a la mesa, suelta del vaso y la mano vuelve a la posición inicial (fig. 1).

Análisis de los datos

Se analizaron los movimientos articulares del codo, del hombro y del tórax. Para obtener el rango de movimiento (ROM) de cada articulación se calculó el máximo y el mínimo angular. Se utilizó la prueba no paramétrica U de Mann-Whitney para la comparación entre grupos, considerándose el nivel de significación en $p < 0,05$. Se realizó un análisis cualitativo

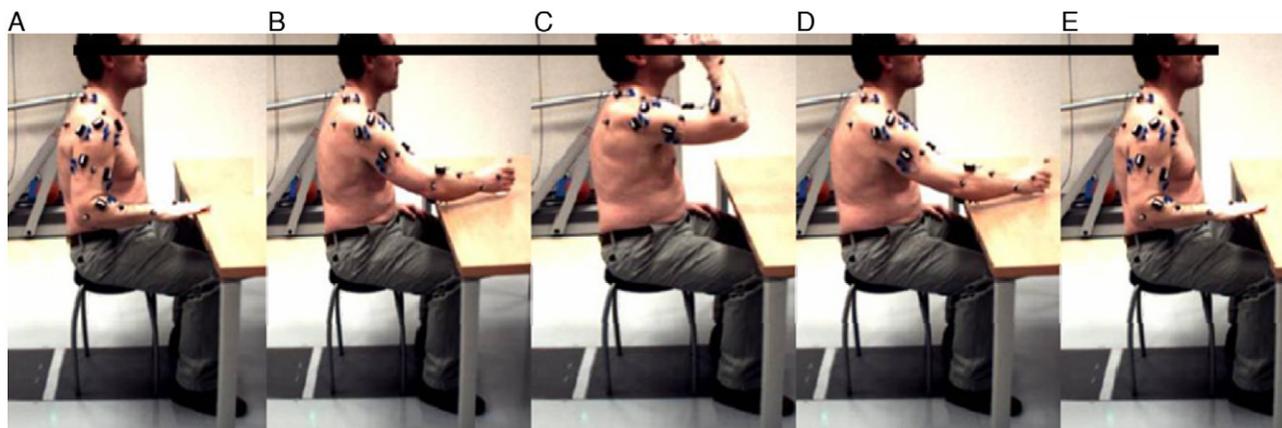


Figura 1 A) Desde la posición inicial se inicia el agarre con el desplazamiento de la mano hasta el vaso. B) Agarre del vaso. C) Transporte del vaso a la boca. D) Transporte del vaso a la mesa. E) Suelta del vaso y la mano vuelve a la posición inicial.

Tabla 1 Amplitudes articulares del miembro superior y tronco durante la actividad de beber

Variables	Caso	Control	p
ROM flexo-extensión hombro.	50 ± 4,06	70,47 ± 0,96	0,021*
ROM abducción/aducción hombro	52,12 ± 4,55	36,9 ± 0,72	0,021*
ROM flexo-extensión codo	68,25 ± 6,26	73,37 ± 2,6	0,886
ROM flexo-extensión tronco	18,9 ± 0,51	5,2 ± 0,38	0,021*
ROM inclinación tronco	7,07 ± 0,41	1,82 ± 0,16	0,021*

Los datos se presentan como media ± desviación estándar.

ROM: rango de movimiento (grados).

* p < 0,05.

de la secuencia de activación muscular durante la actividad de beber (contracción-no contracción). Los resultados se obtuvieron al promediar 5 pruebas correctas.

Resultados

Se observó una disminución de las amplitudes articulares en el plano sagital del codo y el hombro durante la actividad de beber en los sujetos con ACV respecto de los sujetos sanos, siendo estas diferencias significativas en el recorrido articular del hombro. Las amplitudes articulares del tronco estaban incrementadas con respecto a los controles de forma significativa, así como la amplitud articular del hombro en el plano frontal (tabla 1).

En cuanto a la secuencia de activación muscular, las diferencias más relevantes se observaron en el trapecio superior, activado durante toda la actividad en los pacientes con ACV; sin embargo, en los sujetos sanos, solo se activó en los eventos de transporte del vaso a la boca y transporte del vaso a la mesa. Las fibras anteriores, medias y posteriores del deltoides se activaron en co-contracción en los pacientes con ACV durante los tres primeros eventos de la actividad de beber: desde la posición inicial se inicia el agarre con el desplazamiento de la mano hasta el vaso, agarre del vaso y transporte del vaso a la boca. En los sujetos control, la actividad del deltoides fue más específica. Las fibras anteriores se activaron principalmente en dos eventos de la actividad: desde la posición inicial se inicia el agarre con el desplazamiento de la mano hasta el vaso y agarre del vaso. Las fibras medias actuaron durante los eventos de transporte de vaso a la boca y transporte del vaso a la mesa. Por último, las fibras posteriores se activaron únicamente en el último evento de la actividad: suelta del vaso y la mano vuelve a la posición inicial. El músculo bíceps braquial tuvo una secuencia de activación similar en los dos grupos. Sin embargo, en cuanto a la activación del tríceps braquial sí existieron diferencias. En los pacientes con ACV se activó durante 2 eventos: desde la posición inicial se inicia el agarre con el desplazamiento de la mano hasta el vaso y transporte del vaso a la boca. En los controles no se activó durante el evento de transporte del vaso a la boca y sí lo hizo en el último evento de la actividad: suelta del vaso y la mano vuelve a la posición inicial. En el grupo de casos, existió una activación de la musculatura extensora y flexora de la muñeca en los movimientos de agarre del vaso y suelta del vaso. En los controles, los extensores de muñeca se activan en los movimientos de agarre del vaso y suelta del vaso, y los flexores de muñeca

principalmente durante el evento de transporte del vaso a la boca.

Discusión

El objetivo de este estudio fue analizar la cinemática 3D y la secuencia de activación muscular del miembro superior durante la tarea de beber en pacientes con ACV y en sujetos sanos.

El principal hallazgo encontrado es la disminución de las amplitudes articulares en el plano sagital de la extremidad superior de los sujetos con ACV respecto a los controles; un hecho esperado, que afecta a las dos articulaciones evaluadas (hombro-codo) y que confiere al gesto de beber una ejecución anómala, poco fluida y con riesgo de caída del objeto. Esta deficiencia se compensa con un incremento de las amplitudes articulares del tronco, con mayor rango de flexo-extensión e inclinación, y del hombro en el plano frontal, con mayor rango de abducción-aducción, lo que facilita realizar la actividad y cumplir el objetivo de ingerir el contenido de agua.

En consonancia con los resultados de nuestro estudio, en el trabajo de Murphy et al.¹¹, los pacientes con ictus realizaban la actividad de beber de un vaso de agua con mayor abducción de hombro y menor extensión de codo, así como con mayor desplazamiento anterior del tronco. Una mayor amplitud de los movimientos del tronco durante la ejecución de actividades de alcance en pacientes con ictus se ha observado en otros estudios^{18,19}. El mayor desplazamiento del tronco ha sido reportado como un indicador de mayor severidad en los pacientes con ictus²⁰ y, por tanto, su análisis debería incluirse en la evaluación funcional de los pacientes con ictus¹¹.

En cuanto a la secuencia EMG, la activación muscular descrita muestra una cronología de actividad diferente entre los controles y los pacientes con ACV que responde a un patrón de compensación cuyo motor principal es el trapecio superior. En los pacientes con ACV, el deltoides muestra una actividad escasamente dissociada de sus fibras, las cuales actúan principalmente en los primeros eventos de la actividad. Estos eventos que componen el inicio de la actividad y propician el avance y el ascenso de la extremidad superior y con ello, de la mano hacia la boca, ocurren de una forma poco fluida y en bloque, a expensas de una actividad sinérgica del trapecio superior y de todas las fibras del deltoides. En los últimos movimientos de la actividad (descenso y retroceso de la extremidad hasta la posición inicial) no participan

las fibras posteriores del deltoides y tríceps braquial en los pacientes con ictus como lo hacen en los controles, sino el trapecio superior. Por lo tanto, el movimiento de descenso y retraso de la extremidad superior hasta la posición inicial, controlado los controles por las fibras posteriores del deltoides y el tríceps braquial, en los sujetos con ACV es controlado por la acción muscular del trapecio superior.

Actualmente, algunos autores afirman que las técnicas basadas en la recuperación del movimiento son menos efectivas que las que utilizan la compensación²¹. Los estudios que evalúan las AVD con EMG de superficie y análisis cinemático 3D aportan información suficiente sobre los músculos afectados y el rango articular limitado en el desarrollado de la actividad; igualmente, aportan información acerca de los músculos implicados en las estrategias de compensación y su cinemática articular. Conociendo qué musculatura actúa, cuál está deficiente y cómo es cinemáticamente la compensación, se podría establecer un tratamiento específico sin necesidad de recurrir a métodos terapéuticos de compensación.

El estudio presenta limitaciones en cuanto a la cantidad de movimientos evaluados y repertorio de AVD analizadas. Se trata de un estudio piloto que se enmarca dentro de una línea de investigación cuyo objetivo es ampliar la muestra, extender el análisis a otras articulaciones como la muñeca, evaluar el resto de planos de movimiento y analizar otras variables de gran relevancia como la cinética articular o la fuerza muscular. Además, estudios que incluyan datos de la extremidad superior afectada y de la extremidad superior sana, aportarían información sobre el origen biomecánico o neuroplástico de las alteraciones del movimiento en el hemicuerpo ipsilateral al hemisferio cerebral lesionado¹⁶.

El conocimiento resultante de los sistemas optoelectrónicos de análisis del movimiento, en consonancia con la EMG de superficie, resulta fundamental para adoptar decisiones clínicas y realizar un seguimiento preciso del paciente. El análisis 3D del movimiento de la ABVD de beber permite cuantificar de forma precisa las amplitudes articulares de las articulaciones implicadas en esta actividad de la vida diaria.

Conflicto de intereses

El presente trabajo está realizado dentro del proyecto de investigación *Hybrid NeuroProsthetic and NeuroRobotic Devices for Functional Compensation and Rehabilitation of Motor Disorders (HYPER)* del programa CONSOLIDER-Ingenio 2010 y del VI Plan Nacional de Investigación Científica, Desarrollo e Innovación Tecnológica 2008-2011.

Bibliografía

1. Van Andel CJ, Wolterbeek N, Doorenbosch C, Veeger D, Harlaar J. Complete 3D kinematics of upper extremity functional tasks. *Gait Posture*. 2008;27:120–7.
2. Anglin C, Wyss UP. Review of arm motion analyses. *Proc Inst Mech Eng [H]*. 2000;214:541–55.
3. Magermans DJ, Chadwick EK, Veeger HE, Van der Helm FC. Requirements for upper extremity motions during activities of daily living. *Clin Biomech*. 2005;20:591–9.
4. Murphy MA, Sunnerhagen KS, Johnels B, Willén C. Three-dimensional kinematic motion analysis of a daily activity drinking from a glass: a pilot study. *J Neuroeng Rehabil*. 2006;3:18–29.
5. Petuskey K, Bagley A, Abdala E, James MA, Rab G. Upper extremity kinematics during functional activities: three-dimensional studies in a normal pediatric population. *Gait Posture*. 2007;25:573–9.
6. Butler EE, Ladd AL, Louie SA, Lamont LE, Wong W, Rose J. Three-dimensional kinematics of the upper limb during a Reach and Grasp Cycle for children. *Gait Posture*. 2010;32:72–7.
7. Mosqueda T, James MA, Petuskey K, Bagley A, Abdala E, Rab G. Kinematic assessment of the upper extremity in brachial plexus birth palsy. *J Pediatr Orthop*. 2004;24:695–9.
8. Fitoussi F, Diop A, Maurel N, Laassel EM, Pennecot GF. Kinematic analysis of the upper limb: a useful tool in children with cerebral palsy. *J Pediatr Orthop B*. 2006;15:247–56.
9. Rönnqvist L, Rösblad B. Kinematic analysis of unimanual reaching and grasping movements in children with hemiplegic cerebral palsy. *Clin Biomech*. 2007;22:165–217.
10. De los Reyes-Guzmán A, Gil-Agudo A, Peñasco-Martín B, Solís-Mozos M, Del Ama-Espinosa A, Pérez-Rizo E. Kinematic analysis of the daily activity of drinking from a glass in a population with cervical spinal cord injury. *J Neuroeng Rehabil*. 2010;20:41–53.
11. Murphy MA, Willén C, Sunnerhagen KS. Kinematic variables quantifying upper-extremity performance after stroke during reaching and drinking from a glass. *Neurorehabil Neural Repair*. 2011;25:71–80.
12. Hingtgen B, McGuire JR, Wang M, Harris FG. An upper extremity kinematic model for evaluation of hemiparetic stroke. *J Biomech*. 2006;39:681–8.
13. Gómez Tolón J. Fundamentos metodológicos de la terapia ocupacional. Zaragoza: Mira editores; 1997, p.63-90.
14. Rabat H, Rosemberg D. Concepts and techniques of occupational therapy neuromuscular disorders. *Am J Occup Ther*. 1950;4:6–11.
15. Lattari E, Velásquez B, Paes F, Cunha M, Budde H, Basile L, et al. Revisión crítica del comportamiento de la coherencia corticomuscular en el control motor fino de la fuerza. *Rev Neurol*. 2010;51:610–23.
16. Díaz-Arribas MJ, Ramos-Sánchez M, Ríos-Lago M, Maestú F. Alteraciones en el movimiento tras accidente cerebrovascular en el hemicuerpo ipsilateral al hemisferio cerebral lesionado. *Rev Neurol*. 2005;41:361–70.
17. 2010 Vicon Plug-in Gait Product Guide. Foundation Notes Revision 2.0 March 2010. For use with Plug-in Gait Version 2.0 in Vicon Nexus.
18. Roby-Brami A, Feydy A, Combeaud M, Biryukova EV, Busnel B, Levin MF. Motor compensation and recovery for reaching in stroke patients. *Acta Neurol Scand*. 2003;107:369–81.
19. Cistea MC, Levin MF. Compensatory strategies for reaching in stroke. *Brain*. 2000;123:940–53.
20. Thielman G, Kaminski T, Gentile AM. Rehabilitation of reaching after stroke: comparing 2 training protocols utilizing trunk restraint. *Neurorehabil Neural Repair*. 2008;22:697–705.
21. García-Peña M, Sánchez-Cabeza A. Alteraciones perceptivas y prácticas en pacientes con traumatismo craneoencefálico: relevancia en las actividades de la vida diaria. *Rev Neurol*. 2004;38:775–84.