

Description of Motor Strategies by Comparative Analysis of Body Segments

Emanuel Tello^{1,3}, Alejandro Rodrigo^{1,3},
Fernando Muñoz^{1,3}, Flavio Roberti^{2,3}, Elisa Pérez^{1,3} and Natalia López^{1,3}

¹ *Gabinete de Tecnología de Médica, Facultad de Ingeniería, Universidad Nacional de San Juan, San Juan, Argentina.*

² *Instituto de Automática, Facultad de Ingeniería, Universidad Nacional de San Juan, San Juan, Argentina.*

³ *CONICET (Consejo Nacional de Investigaciones Científicas y Técnicas).*

Abstract— Motor control strategies are movements performed by different body segments to allow the center of mass to remain contained within the base of support, in a dynamic or static position, and thus preserve the postural balance. Patients who have suffered a stroke have motor dysfunctions that seriously affect the movements of body segments leading to an alteration in motor control strategies, using compensation mechanisms to maintain balance and perform various activities with their body. In the present work, the movements of different body segments in post-stroke patients during the execution of a rehabilitation activity using a virtual environment were analyzed, with the aim of comparing the compensation mechanisms with respect to a healthy subject.

Keywords— Rehabilitation, Stroke, Motor control

Resumen— Las estrategias de control motor son movimientos que realizan los diferentes segmentos corporales para permitir que el centro de masa se mantenga contenido dentro de la base de sustentación, ya sea en dinámico o estático, y de esta forma preservar el equilibrio postural. Los pacientes que han sufrido un accidente cerebro vascular (ACV) presentan disfunciones motoras que afectan gravemente los movimientos de los segmentos corporales llevando a una alteración en las estrategias de control motor, usando mecanismos de compensación para mantener el equilibrio y realizar diversas actividades con su cuerpo. En el presente trabajo se analizaron los movimientos de diferentes segmentos corporales en pacientes post ACV durante la ejecución de una actividad de rehabilitación usando un entorno virtual, con el objetivo de comparar los mecanismos de compensación respecto a un sujeto sano.

Palabras clave— Rehabilitación, ACV, Control Motor

I. INTRODUCCIÓN

El accidente cerebro vascular (ACV) constituye la primera causa de discapacidad mundial. Las personas que han sufrido un ACV presentan una combinación de signos y síntomas que afectan la destreza motora requerida para la ejecución normal del movimiento, impactando negativamente en su calidad de vida, participación social e independencia [1].

El movimiento en conjunto del cuerpo humano requiere del funcionamiento adecuado de los órganos que se encargan del *control motor*, y del estado óptimo del sistema locomotor [2]. Estas estrategias, permiten que la persona mantenga el equilibrio estático y dinámico mediante la ubicación espacial y temporal de los diferentes segmentos corporales [3]. Los movimientos orientados a tareas específicas, pueden variar respecto a diferentes características físicas, fisiológicas y genéticas. Sin embargo, existe cierto rango de normalidad que podría interpretarse como una estrategia típica de movimiento motor, definiendo un orden temporal de los recursos articulares y musculares que deben actuar para cumplir un objetivo. Es así que, la sincronización de los movimientos ejecutados a partir de estos recursos constituye las *estrategias motoras*.

En personas sanas las estrategias de control motor están determinadas bajo el concepto de máxima eficacia y economía de esfuerzo, permitiendo optimizar los recursos energéticos del cuerpo. A su vez, la ubicación y movimientos de los segmentos corporales están íntimamente relacionados con el tronco y entre ellos, respectivamente, determinando estrategias de control motor similares entre sujetos sanos. Otro factor importante es la capacidad de coordinación del movimiento, definida como la relación de los diferentes segmentos corporales durante la ejecución de una tarea, permitiendo realizar el movimiento de forma suave y precisa [4, 5].

Durante la ejecución de un movimiento en el miembro superior se produce la combinación de pequeños movimientos denominados “elementales” en torno a los tres ejes espaciales [6]. Por ejemplo, en el movimiento de circunducción del hombro se genera en el espacio un cono de base irregular denominado “cono de circunducción”, que delimita un *sector esférico de accesibilidad*, en cuyo interior la mano es capaz de alcanzar un objeto sin producir un desplazamiento del tronco para llevárselo provisionalmente a la boca. El movimiento de flexión del codo posibilita el ingreso de la mano en el interior del cono de circunducción, logrando que la misma llegue a cualquier punto del cuerpo.

Aquellos sujetos que han sufrido un ACV presentan un daño en las vías descendentes que conduce a la aparición de patrones de movimientos estereotipados, afectando el sistema locomotor, modificando la cinemática y la posición estática de los segmentos corporales [7]. Esto influye negativamente sobre la capacidad de marcha y la destreza de los miembros superiores, llevando al paciente a que adopte posturas y movimientos atípicos con el fin de reemplazar los movimientos funcionales perdidos. Estos movimientos, llamados *movimientos compensatorios*, son evidentes en actividades que requieren mantener el equilibrio o actividades orientadas a tareas [8,9]. Algunas escalas de valoración, como el test FMA (de sus siglas en inglés *Fugl-Meyer Assessment*) permiten analizar estos movimientos obteniendo una perspectiva subjetiva sobre el estado de los segmentos corporales.

Este trabajo tiene como objetivo evidenciar cuáles son las estrategias motoras involucradas en diferentes estudios de caso de pacientes post-ACV, a través de la determinación del área de accesibilidad remanente durante la ejecución de una tarea propuesta dentro de un entorno lúdico de realidad virtual (RV). Además, se propone un índice de sector de accesibilidad para conocer las diferentes predisposiciones o compensaciones que el voluntario manifiesta a la hora de realizar un movimiento específico pautado por el terapeuta

II. MATERIALES Y MÉTODOS

A. Protocolo de experimentación

El entorno de experimentación se configuró ubicando a cada voluntario a 2 m. respecto de la posición del sensor de visión (Kinect 360®), a su vez éste fue orientado de manera de poder registrar la información de todos los puntos articulares que ofrece el sensor, propios del algoritmo de identificación de esqueleto humano que realiza [10].

El experimento estuvo orientado a representar, por medio de un entorno de realidad virtual [11], cuáles eran los movimientos necesarios para cumplir de manera efectiva las tareas planteadas por el profesional especializado, con el fin de poder rescatar especialmente aquellos instantes en los que el usuario se preparase para efectuar las tareas requeridas. Estas tareas tenían como objetivo el alcance o captura de esferas desde ambos miembros superiores, proyectadas dentro del juego, que se acercaban a un avatar (el cual reflejaba los movimientos del voluntario).

Para la ejecución de los movimientos propuestos, los sujetos tuvieron control visual de sus extremidades superiores, las cuales se encontraban en la zona de visión periférica, mientras que el campo visual cercano se enfocó en el entorno virtual.

Se contó con la participación de 3 pacientes (P1, P2, P3), de edades entre 30 a 60 años, en diferentes estadios de recuperación post-ACV. Además, se registraron los datos de un voluntario (sujeto control - SC), con el fin de establecer condiciones no patológicas en la ejecución de las pruebas. El proceso de adquisición tuvo una duración de aproximadamente 6 segundos, mientras el voluntario completaba el objetivo (Fig. 1).

Los parámetros configurables dentro del juego corresponden a velocidades, alturas y separaciones de las esferas respecto de la posición del avatar, definiendo así una zona de análisis en relación al área de accesibilidad. De esta manera, se pudieron plantear tres estrategias (E1, E2, E3) concernientes a los objetivos que implicaba cada tarea, según

los movimientos buscados por el profesional. En la Fig. 2 se detallan las configuraciones propuestas, distinguiendo tres gestos diferentes que varían en amplitud de codo y hombro.

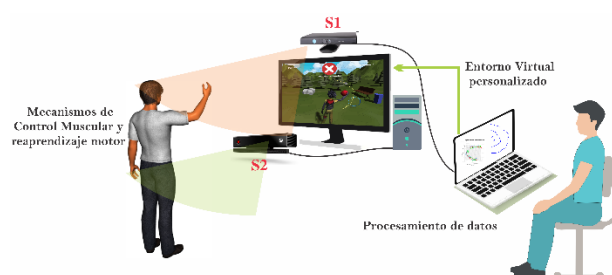


Fig. 1. Entorno de experimentación. El sensor S1 registra sólo la variación de los puntos articulares, mientras el sensor S2 capta al usuario y proyecta su movimiento dentro del entorno de RV.

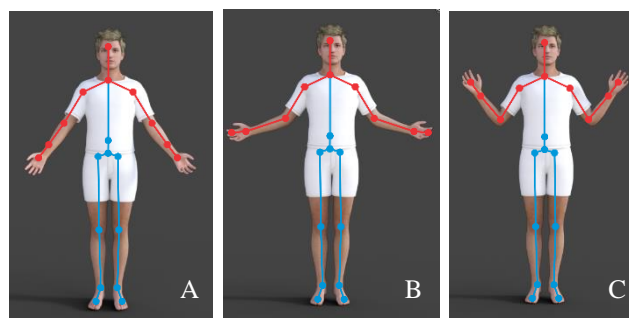


Fig. 2. Puntos articulares y estrategias o gestos analizados: (A) presenta una ligera abducción de hombro, extensión de codo y supinación del antebrazo. (B) muestra un mayor rango articular de abducción de hombro, con una ligera flexión de codo y supinación de antebrazo. Por último, (C) evidencia una disminución en la abducción de hombro con un aumento significativo en la flexión de codo y supinación del antebrazo.

B. Registro y procesamiento.

La adquisición de los datos se realizó mediante el uso del sensor Kinect®, con una frecuencia de muestreo de 30 cuadros por segundo. El registro de los datos fue realizado utilizando un software previamente desarrollado [12], el cual efectúa un procesamiento de los mismos para la reducción del ruido y eliminación incertidumbres producidas durante el sensado. Se obtuvieron 20 posiciones articulares que evidencian el seguimiento de los movimientos realizados por el usuario en cada una de las estrategias propuestas, tal como se observa en la Fig. 2.

Se utilizó el software Matlab para ajustar la nube de puntos obtenida por medio de una malla tridimensional, la cual es calculada mediante una función interpolante a tramos. El área representada por esta superficie es descompuesta en cuadriláteros, en los que, por cada uno de ellos fueron definidos los vectores directores \vec{u} y \vec{v} (Fig. 3), que permitieron el cálculo del área correspondiente según el producto cruz entre ambos, de la forma:

$$s_i = |\vec{u}_i \times \vec{v}_i| \quad (1)$$

donde s_i representa el valor de cada elemento de área delimitado.

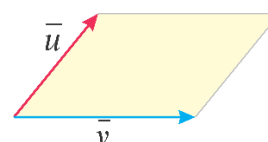


Fig. 3. Vectores directores para el cálculo de área.

De esta manera:

$$S_T = \sum_{i=1}^n S_i \quad (2)$$

con n que representa la cantidad de cuadriláteros definidos por la malla de la superficie interpolante (Fig. 4).

De esta manera S_T permite conocer el valor total del área generada por cada nube de puntos en relación con cada articulación registrada.

A partir de esta malla son reconstruidas las superficies irregulares de ajuste para cada una de las nubes de puntos, pertenecientes a las articulaciones analizadas. Los puntos articulares considerados para el cálculo de áreas totales fueron: muñecas, codos, hombros, esternón, pelvis y tobillos. La selección de los mismos se explica en que son éstos quienes poseen mayor incumbencia en relación a las estrategias planteadas durante la experimentación.

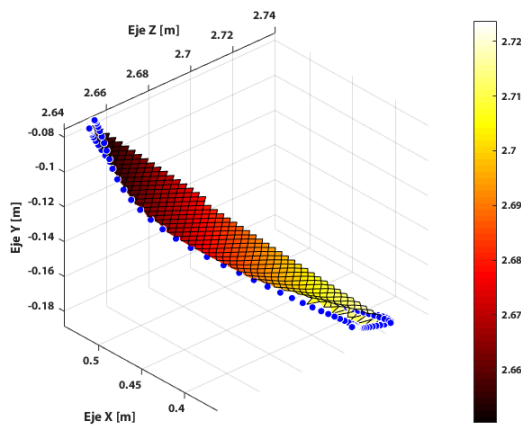


Fig. 4. Superficie interpolante constituida por elementos de área cuadriláteros. La escala de colores muestra la distancia en metros respecto de la ubicación del sensor.

C. Índice del sector de accesibilidad

Se propuso el cálculo de un índice que servirá para cuantificar la influencia de los diferentes segmentos articulares en la ejecución del movimiento planteado.

En primer lugar, se define el coeficiente R_1 , expresado como:

$$R_1 = \frac{S_M}{S_C} \quad (3)$$

con S_M y S_C como las superficies barridas por muñeca y codo, respectivamente. Mediante este coeficiente se pretende analizar la contribución de la articulación del codo reflejada en el movimiento realizado por la muñeca.

Luego, se calcula el coeficiente R_2 dado por la relación entre el área de la muñeca y el máximo entre las áreas de esternón (S_E), pelvis (S_P), hombro (S_H) o tobillos (S_T). Así, se expresa:

$$R_2 = \frac{S_M}{\max(S_E, S_P, S_H, S_T)} \quad (4)$$

el cual muestra la contribución al movimiento de la muñeca por parte de aquel punto articular (esternón, hombro, pelvis o tobillos) que participa más activamente en el movimiento

planteado. Finalmente se procede al cálculo del índice T_R que reúne la información provista por los coeficientes antes mencionados según:

$$T_R = R_1 + R_2 \quad (5)$$

el cual es capaz de mostrar en forma cuantitativa la influencia conjunta de las articulaciones respecto del área de accesibilidad ejecutada primordialmente por la articulación de la muñeca.

III. RESULTADOS

A. Área del sujeto control y de pacientes

En la tabla I se pueden observar los valores de las áreas de los puntos de referencia (PR) respecto a las estrategias planteadas (S_{E1} , S_{E2} , S_{E3}). En el caso del sujeto control, se puede observar que las áreas de mayor tamaño corresponden a los puntos de referencia de muñeca. Sin embargo, estas áreas difieren según las estrategias realizadas, siendo la E1(47,49 cm²) significativamente menor que la E2(280,76 cm²) y E3(319,52 cm²).

Respecto al punto de referencia del codo, se puede observar que la E2(21,75 cm²) y E3(24,33 cm²) presentan áreas similares, mientras que E1(2,29 cm²) es significativamente menor. En tercer lugar, el punto de referencia del esternón tomó valores de área muy pequeños respecto a codo y muñeca, sin embargo, el movimiento de este segmento fue mayor en relación a hombro, pelvis y tobillos. El área total, considerada como la sumatoria de las áreas de los puntos de referencia por estrategia motora, es interpretada como la "cantidad" de movimiento que el sujeto realizó para poder cumplir con el objetivo determinado por el juego, de esta forma, para la E2 y E3 las áreas totales son significativamente mayores en relación a E1.

En el caso de los pacientes P1, P2 y P3 puede observarse que la contribución de muñeca siempre es mayoritaria, pero se reconoce un aumento del tamaño de área involucrado en cada estrategia. Puede mencionarse que para la segunda estrategia el paciente P2 experimentó un aumento de la base de sustentación, traducido en un incremento del área realizada por los tobillos. En todos los casos son sombreadas las áreas de mayor extensión en cada estrategia.

B. Comportamiento motor típico en el SC

A partir de los resultados anteriores, se calculó el porcentaje relativo de las áreas calculadas, para determinar los principales puntos de referencia involucrados en cada estrategia motora. Como se puede observar en la Fig. 5, en las tres estrategias motoras la muñeca aportó más del 88% del área, seguido del codo con valores entre el 4% y el 7%. Respecto a los puntos de referencia del hombro, codo y tobillo fueron inferiores al 1,5% indicando que estas son áreas no relevantes para la ejecución de los movimientos planteados.

Teniendo en cuenta los aportes porcentuales de los puntos de referencia en el SC, se estimó un *comportamiento motor típico* (CMT), que define los movimientos óptimos de cada punto de referencia en cada estrategia motora planteada. El CMT indica que, para las tres estrategias motoras, el mayor porcentaje de aporte debe estar dado por el punto de referencia de la muñeca, seguido del codo y luego el esternón, este último pudiendo variar con otros segmentos corporales.

TABLA I.
ÁREAS DEL SUJETO CONTROL Y DE PACIENTES (EN CM²)

PR	SC			P1			P2			P3		
	S _{E1}	S _{E2}	S _{E3}	S _{E1}	S _{E2}	S _{E3}	S _{E1}	S _{E2}	S _{E3}	S _{E1}	S _{E2}	S _{E3}
Esternón	1,90	3,00	1,84	55,82	8,11	4,20	146,65	190,75	3,27	73,57	109,69	1,65
Hombro	0,75	2,49	0,82	88,30	10,39	5,67	236,08	211,64	7,23	140,20	155,17	3,76
Codo	2,29	21,75	24,33	260,56	34,23	37,37	397,31	1483,45	84,57	761,32	677,55	60,19
Muñeca	47,49	280,76	319,52	589,60	165,06	140,03	1101,33	1699,08	226,86	1028,59	1216,02	180,38
Pelvis	0,35	1,41	0,37	10,39	11,37	1,54	32,31	114,96	1,45	21,72	84,42	1,62
Tobillo	0,59	1,02	0,90	1,37	22,75	1,33	2,43	55,37	1,46	22,69	27,13	0,83
TOTAL	53,36	310,43	347,77	1006,05	251,90	190,13	1916,09	3755,26	324,84	2048,09	2269,99	248,42

C. Comportamiento motor en pacientes

A partir de los valores de área obtenidos de los pacientes, se calculó el aporte de los puntos de referencia para poder determinar el comportamiento motor que utilizaron en las estrategias planteadas. En la Fig. 5 se puede observar que los porcentajes de aporte motor siguen un orden definido por el sujeto control, respecto a la muñeca y el codo, sin embargo, el tercer aporte difiere del comportamiento típico según la estrategia motora. En la E1 (Fig. 5A), para los pacientes 1 y 3, los terceros aportes son brindados por el hombro (P1: 8,78%, P3: 2,98%), y en el paciente 2 por el tobillo (P2: 9.03). Respecto a la E2 y E3, los terceros aportes son brindados por el hombro en los tres pacientes.

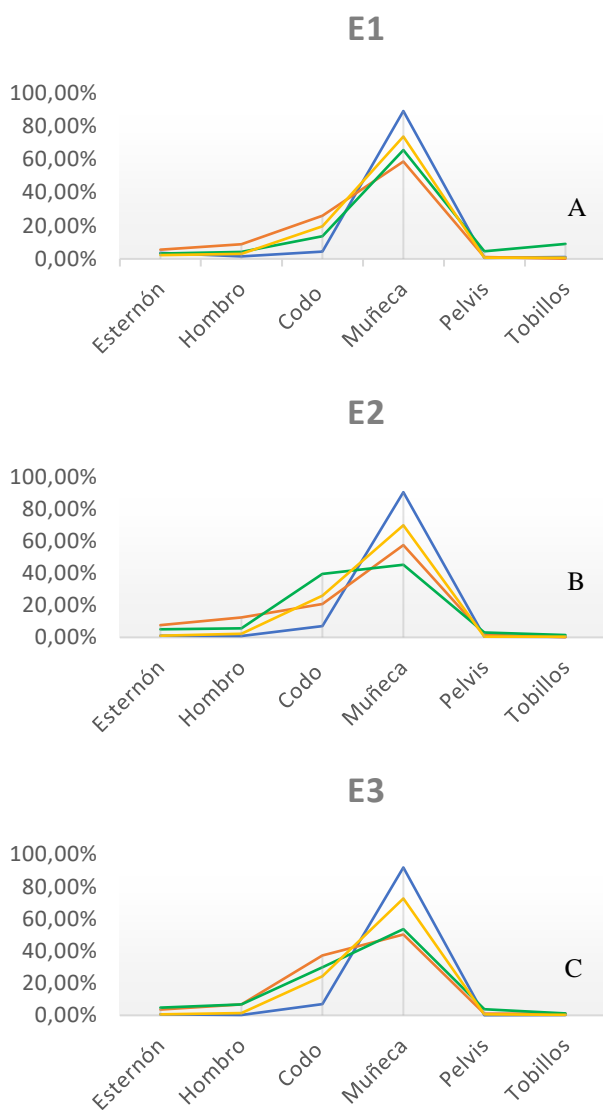


Fig.5: Porcentaje de aporte motor por estrategia. Control (azul), P1 (rojo), P2 (verde), P3 (amarillo)

En la Fig. 5B puede observarse que para la realización de la E2 el paciente P2 incorporó más recursos del codo para realizar el movimiento. En la Fig. 5C puede observarse un comportamiento similar, pero en este caso es el paciente P1 quien demuestra mayor participación del codo en la ejecución del movimiento.

D. Análisis del índice del sector de accesibilidad

La tabla II muestra los resultados para el índice de accesibilidad planteado, el cual evidencia que para las diferentes estrategias la contribución de la muñeca es mayoritaria respecto de las demás articulaciones. Específicamente en el sujeto control se muestran los mayores valores, ya que la contribución de los segmentos y/o articulaciones que acompañan el movimiento es menor en relación a la muñeca. De esta manera, el valor calculado para cada uno de los pacientes siempre se encuentra por debajo del calculado para el sujeto control. Esto se repite en cada estrategia planteada. También puede observarse que, las compensaciones que pueden pasar desapercibidas en el cálculo de uno de los coeficientes pueden ser reconocidas por el otro coeficiente.

TABLA II
CÁLCULO DE ÍNDICE DE ACCESIBILIDAD

		P1	P2	P3	C
E1	R1	2,26	4,82	3,74	20,71
	R2	6,67	7,25	24,68	25,00
	T	8,93	12,07	28,42	45,71
E2	R1	2,77	1,14	2,68	12,90
	R2	4,6	8,02	31,38	93,66
	T	7,43	9,17	34,06	106,56
E3	R1	1,35	1,79	2,99	13,13
	R2	7,33	7,8	48,00	174,00
	T	8,68	9,63	50,99	187,14

El análisis de la orientación de las áreas de accesibilidad puede mostrarse en las siguientes figuras. La Fig. 6 muestra la ubicación preferencial de las áreas para el sujeto control, en el caso de la estrategia 3. Las mismas se encuentran principalmente localizadas respecto del plano XZ, con una extensión acotada y coherente entre ellas. La Fig. 7, correspondiente al paciente P1 muestra no sólo un desplazamiento conjunto de las articulaciones e inclinación del tronco, sino también la evidente hemiparesia del brazo izquierdo que configura un área ubicada casi en su totalidad paralela al plano XY. Asimismo, la Fig. 8 muestra para el paciente P2 un desplazamiento equivalente al del voluntario anterior, pero en este caso revelando una compensación desde el brazo derecho al momento de alcanzar el objetivo propuesto. Finalmente, para el paciente P3 (Fig. 9) la representación del área de la muñeca persigue una

orientación similar al del sujeto control con pequeñas variaciones en la extensión.

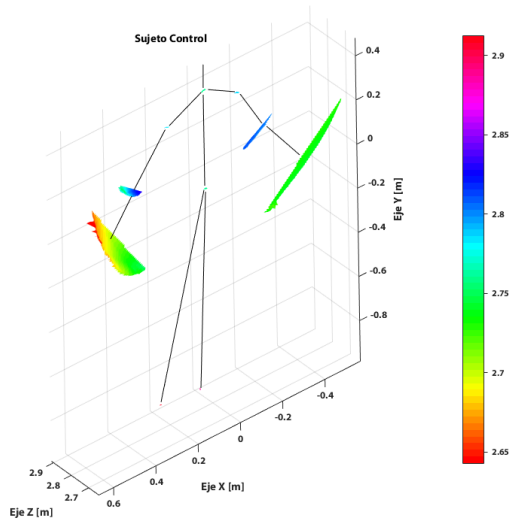


Fig. 6. Sujeto Control. La escala de colores muestra la distancia en metros respecto de la ubicación del sensor.

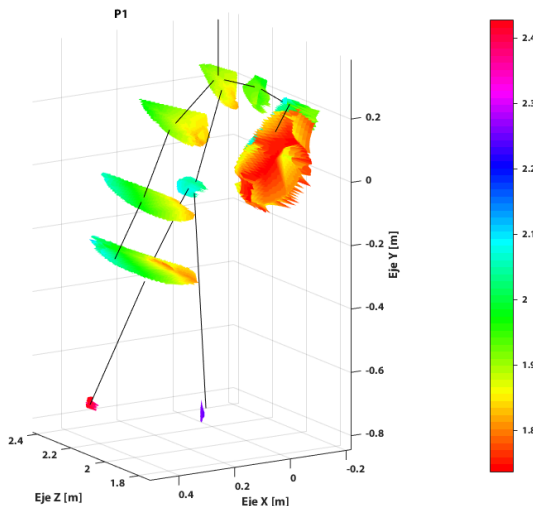


Fig. 7. Paciente 1. La escala de colores muestra la distancia en metros respecto de la ubicación del sensor.

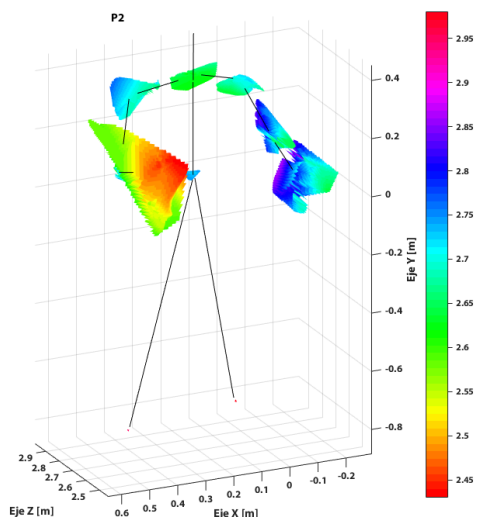


Fig. 7. Paciente 2. La escala de colores muestra la distancia en metros respecto de la ubicación del sensor.

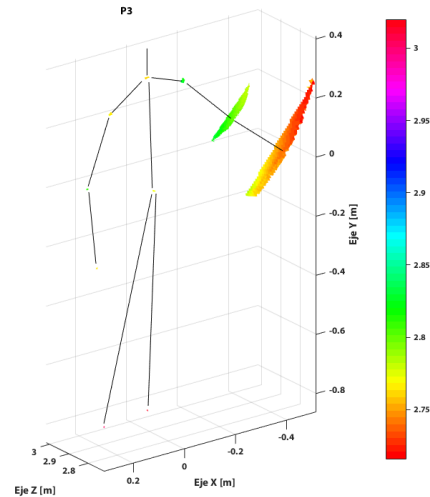


Fig. 9. Paciente 3. La escala de colores muestra la distancia en metros respecto de la ubicación del sensor.

IV. DISCUSIÓN

A. Patrones típicos

Primeramente, se puede mencionar que los resultados obtenidos no permiten inferir una caracterización general de estrategias motoras, debido a la heterogeneidad con que estas se presentan en los diferentes pacientes.

La determinación de patrones típicos a partir del aporte porcentual de las áreas de los puntos de referencia en el sujeto control, permitieron identificar el nivel de participación de los movimientos en cada estrategia motora establecida por el profesional. A su vez, a partir de la comparación entre los valores del sujeto control y los valores obtenidos en los pacientes se pudo establecer los aportes porcentuales con mayor relevancia, estos fueron los puntos de referencia de muñeca y codo, mientras que el tercer punto de referencia varió según la estrategia planteada y el paciente.

A partir del análisis anterior, se podría estimar que los movimientos orientados a tareas siguen un patrón típico en sujetos sanos. Además, según los resultados obtenidos en los pacientes, los aportes porcentuales de los puntos de referencia articular de muñeca y codo se mantuvieron en el mismo orden de participación respecto al sujeto control. Se observa entonces que, ante una pérdida en las capacidades funcionales en los casos analizados, las contribuciones motoras de tales articulaciones se mantienen estables en las estrategias planteadas (como se evidencia en la tabla I).

B. Sectores de accesibilidad en las estrategias motoras

Los sectores de accesibilidad determinados por R1, R2 y T demostraron que los puntos de referencia pueden variar en relación a los recursos que el paciente necesite para lograr una tarea específica en la ejecución de las estrategias motoras. Como se observa en la tabla II, los valores de R1 en todos los pacientes presentaron valores menores al sujeto control por lo que el área establecida en el codo fue significativamente mayor y consecuentemente el sector de accesibilidad determinado para cada estrategia experimentó alteraciones particulares según cada paciente.

Los valores de R2 indicaron una relación entre el área de muñeca y los puntos de referencia articular de hombro, esternón o tobillo. De esta forma, valores altos en esta

relación podrían indicar desplazamientos innecesarios del cuerpo, caracterizados por una traslación del tronco o por movimientos en tobillos (reflejados cuando el paciente da un paso). Por último, los valores de T_R permiten observar las magnitudes de las áreas de accesibilidad que los pacientes presentaron. Estos valores se muestran por debajo a los propios del sujeto control, indicando que los sectores de accesibilidad pueden ser modificados ya sea por un movimiento exagerado de codo, por movimientos compensatorios del tronco o que el paciente movió los pies para llegar al objetivo.

V. CONCLUSIONES

En este trabajo interdisciplinario se han comparado las trayectorias ejercidas por 3 pacientes post ACV durante la ejecución de una tarea. Se tomó un sujeto control sano, a fin de establecer un patrón motor en las trayectorias. Se obtuvieron las superficies espaciales generadas por los distintos segmentos corporales y se calcularon las áreas de cada una de ellas. Finalmente, se estableció un índice basado en las relaciones entre las áreas calculadas, con el fin de comparar el desempeño de cada uno de los pacientes durante las pruebas con el sujeto control.

Se observa que a medida que se avanza en las fases del juego, el índice evidencia en el sujeto control un notable aumento. Esto se debe principalmente al aumento de la superficie barrida por la muñeca durante la realización de la tarea, en comparación con las áreas generadas por codo, tronco, etc. Sin embargo, en casos patológicos, evidencia un decremento del índice, lo que implica mayor participación del codo durante la actividad. Esto provoca un aumento del área barrida por esta articulación.

Los resultados demostraron que las estrategias motoras merecen ser evaluadas y analizadas debido a que los pacientes con disfunciones en el movimiento de la extremidad superior tienden a utilizar recursos motores inadecuados. A partir del cálculo de las áreas, se logra establecer un sector de accesibilidad que indica el aporte porcentual del movimiento del segmento corporal y el valor del área que el usuario utiliza para realizar una tarea, y de esta forma determinar si las estrategias motoras son las adecuadas respecto al objetivo del movimiento.

Se evidencia la potencialidad de esta herramienta para establecer un seguimiento cercano, por parte del profesional médico, de los mecanismos de compensación de cada

paciente y de esta manera evaluar y replanificar el proceso de rehabilitación establecido.

En trabajos posteriores se propone aumentar el número de muestras para determinar si estas estrategias motoras son representativas en cada estadio de recuperación motora.

AGRADECIMIENTOS

El presente trabajo fue llevado a cabo gracias a los aportes del Consejo Nacional de Investigaciones Científicas y Técnicas (CONICET), de la Universidad Nacional de San Juan (UNSJ) y de la Secretaría de Ciencia, Técnica e Innovación (SECITI), de la provincia de San Juan.

REFERENCIAS

- [1] Ramos Arim, V., Barrios, F., Gabriel, C., Silva Pereyra, V., & Camarot González, T. (2017). Evaluación de variables espacio-temporales y transferencia de energía mecánica en la marcha de un paciente con ACV: estudio piloto. *Revista Médica del Uruguay*, 33(1), 166-186.
- [2] M. Latash, "Fundamentals of motor control". 1st Edition. Academic Press. 2012. ISBN: 9780124159563.
- [3] Adam, R., Isabella, S., & Chan, J. L. (2015). Insight into motor control and motor impairment from stroke and beta oscillations. *Journal of neurophysiology*, 114(6), 3033-3035.
- [4] Tomita Y, Rodrigues MRM, Levin MF. (2017). Upper Limb Coordination in Individuals with Stroke: Poorly Defined and Poorly Quantified. *Neurorehabil Neural Repair*: Oct-Nov;31(10-11):885-897. doi: 0.1177/1545968317739998. Epub 2017 Nov 12.
- [5] Brunnstrom, S. (1970) *Movement Therapy in Hemiplegia: A Neurophysiological Approach*. Medical Dept, Harper & Row, New York.
- [6] Kapandji, A.I (2006) *Fisiología Articular*. Tomo 1. 6° Edición. Madrid: Médica Panamericana. ISBN: 84-9835-002-6.
- [7] Arya, K. N. (2018). Evolution of motor therapies in stroke rehabilitation: An eternal path. *Neurology India*, 66(5), 1303.
- [8] Allen, J. L., Kautz, S. A., & Neptune, R. R. (2011). Step length asymmetry is representative of compensatory mechanisms used in post-stroke hemiparetic walking. *Gait & posture*, 33(4), 538-543.
- [9] Foroud, A., & Wishaw, I. Q. (2010). Reaching-to-eat in humans post-stroke: Fluctuating components within a constant pattern. *Behavioral neuroscience*, 124(6), 851.
- [10] Zhang, Z. (2012). Microsoft kinect sensor and its effect. *IEEE multimedia*, 19(2), 4-10.
- [11] Rodríguez, A., Pedrozo, D., Hanna, F., Reta, N., Tello, E., Celani, N. L., & Pérez, M. E. (2019). Design and development of Serious Games for rehabilitation of post-stroke patients. *Revista Argentina de Bioingeniería*, 23(1), 49-54.
- [12] Tello, E. B., Pérez Berenguer, M. E., Echenique, A. M., Mut, V. A., & López Celani, N. M. (2017). Valoración de Movimiento del Miembro Superior Mediante Kinect: Aplicaciones. *Revista Argentina de Bioingeniería*, 21(1), 20-26.