

ZigBee Wearable Sensor Development for Upper Limb Robotics Rehabilitation

A. A. A. Braidot, *Member*, IEEE, C. Cifuentes, A. Frizera Neto, M. Frisoli, A. Santiago

Abstract— This paper presents a novel tool oriented to upper limb therapy and rehabilitation and a new wireless sensors technology application in rehabilitation robotics destined to post-stroke patients. Design was based on Inertial Measurement Units (IMUs) communicating through of a ZigBee Network. This Body sensor network allows kinematics register and electrical activity quantification in muscles during rehabilitation therapy. The IMU implementation was based on a direction cosine matrix. The validation technique was represented by a kinematics measurement of tridimensional videography. Simultaneous registers, from cameras of kinematics videography and IMUs were compared on the gesture of reaching and grasping repetitions.

Keywords— ZigBee, rehabilitation robotics, inertial measurement unit, 3D videography.

I. INTRODUCCION

UN Accidente Cerebro Vascular (ACV) se caracteriza por la pérdida parcial de función cerebral debido a una hemorragia interna o bloqueo de una de las dos principales arterias de que irrigan el encéfalo. Su incidencia representa uno de los principales problemas en la medicina actual ya que constituye la mayor causa de discapacidad en países desarrollados [1]; en el mundo 15 millones de personas sufren ACVs, de las cuales 5 millones mueren y otras 5 millones quedan permanentemente discapacitadas. Los ACVs son poco frecuentes en personas menores de 40 años, cuando ocurren, el factor principal es la alta presión arterial [2]. En Estados Unidos, la ocurrencia de accidentes cerebrovasculares es un tema de importancia en lo que respecta a salud pública, con más de 600.000 casos diagnosticados anualmente, donde más del 80% de los sujetos afectados presentan algún grado de paresia, con mayor frecuencia en brazos (75,5%), rostro (54,6%) y piernas (68,6%) [3]. Los tratamientos de rehabilitación son, a menudo, focalizados en el miembro inferior con el objetivo de desarrollar y mejorar la habilidad para caminar, dejando en segundo plano las intervenciones orientadas a las discapacidades del miembro superior. Sin embargo, esta disfunción puede generar igual grado de discapacidad, afectando aspectos de la vida cotidiana que

involucren agarrar y manipular objetos [4].

Varias víctimas de ACVs retoman sus habilidades en actividades de la vida diaria, aunque con limitaciones evidentes como por ejemplo velocidad y agudeza reducida a pesar de la neuro-rehabilitación. El desempeño torpe y lento puede ser un impedimento considerable en estos pacientes, especialmente cuando se requiere manipulación fina. La investigación de los factores involucrados en discapacidades funcionales crónicas del movimiento y la agilidad del miembro superior ayudarían a mejorar los tratamientos y dilucidar la fisiopatología de la recuperación motora después de un ACV [5].

El uso de rehabilitación robótica para proveer terapia motriz tiene un gran potencial. Algunos de sus beneficios abarcan: mayor posibilidad de realizar ejercicios terapéuticos precisos y repetibles, reducción del esfuerzo de los terapeutas involucrados, incorporación de sistemas interactivos de realidad virtual y además, la recolección de datos cuantitativos que pueden ser utilizados para optimizar las sesiones de terapia y analizar el desempeño del paciente [6]. En esta aplicación existe la necesidad de obtener variables tales como las aceleraciones y velocidades angulares de la articulación para cerrar bucles de control en la búsqueda de cumplir objetivos específicos. Para ello los sensores deben contar con determinadas características tales como escaso tamaño, larga vida útil de la batería, capacidad de extraer un amplio rango de parámetros del movimiento humano, fácil adaptabilidad a la órtesis y adecuado ancho de banda, entre otros aspectos preferibles. Estas especificaciones hacen atractivos a los sensores inerciales basados en Sistemas Micro Electro Mecánicos (MEMs de sus siglas en inglés) para el campo de la rehabilitación robótica [7]. Estos sensores tales como acelerómetros, giróscopios y magnetómetros pueden combinar sus mediciones a través de IMUs para obtener registro de datos cinemáticos, típicamente aceleración, velocidad, posición y orientación.

Por otro lado, el registro de electromiográfico sEMG que representa el estado de activación muscular, ha sido ampliamente usado para analizar el progreso en el proceso de rehabilitación y la interacción humano y robot. El progreso de la recuperación motora puede monitorearse durante el entrenamiento asistido por robot post-ACV mediante análisis cuantitativo de los parámetros de la electromiografía [8]. El seguimiento adicional de la intención de control a través del registro mioeléctrico continuo podría proveer mayor interacción durante el movimiento completo, lo cual sería beneficioso para promover la restitución de la función motora de los pacientes luego del episodio cerebrovascular [9]. Este

A. Braidot, Facultad de Ingeniería, Universidad Nacional de Entre Ríos, Paraná Argentina, abraidot@bioingenieria.edu.ar

C. A. Cifuentes, Departamento de Ingeniería Electrónica, Universidad Federal del Espíritu Santo, Vitória, Brasil, cacifuentes@gmail.com

A. Frizera, Departamento de Ingeniería Electrónica, Universidad Federal del Espíritu Santo, Vitória, Brasil, anselmo@ele.ufes.br

M. Frisoli, Facultad de Ingeniería, Universidad Nacional de Entre Ríos, Paraná Argentina, melifrisoli@gmail.com

S. Alfonso, Facultad de Ingeniería, Universidad Nacional de Entre Ríos, Paraná Argentina, alfonso.stg@gmail.com

aspecto está contemplado en el presente diseño para futuras aplicaciones en el avance de esta línea de investigación.

II. ANTECEDENTES.

Actualmente, existe una variedad de sensores IMU listos para la transmisión de datos en forma inalámbrica [10] [11], y varios de los métodos de sensado han sido hallados con el objeto de reducir las imprecisiones inherentes a las mediciones de los sensores micro electro mecánicos [11] [12], por otro lado hay sensores eletromiográficos implementados sobre diversos protocolos inalámbricos [13]. Nuestro trabajo se concentra en el desarrollo de un sensor IMU que sea lo suficientemente pequeño como para ser integrado con fácil adaptabilidad tanto a la ropa como a la órtesis de un usuario. Esto puede ser usado para cerrar los lazos de control en búsqueda de propósitos específicos a través de los sistemas de rehabilitación robótica. Al mismo tiempo estos sensores pueden utilizarse para monitoreo simultaneo de la evolución de la terapia ya sea para el grupo médico como para el paciente como herramienta de retroalimentación.

La tecnología ZigBee define las redes, seguridad y la estructura de la aplicación para un sistema basado en IEEE 802.15.4. Estas capacidades permiten a la red, tener miles de dispositivos sobre una única red inalámbrica de trabajo. La llamada ZigBee Alliance focalizada en el espacio del cuidado de la salud ha resultado en el desarrollo de un perfil de aplicación pública denominado ZigBee Health Care (ZHC). El diseño de este sistema surgió para usarse en dispositivos de asistencia operando en el cuidado no invasivo de la salud y proporciona un estándar de amplia aplicación industrial para el intercambio de datos entre una variedad de dispositivos médicos y no médicos. La principal aplicación de dominio y uso se aplican a casos tales como: Manejo de la Enfermedad, Monitoreo de la Actividad Física Personal, y Monitoreo del Bienestar Personal [14]. Este trabajo apunta al desarrollo de una arquitectura de monitoreo para terapia de rehabilitación robótica basada en redes de sensores IMU portables comunicados mediante protocolo ZigBee para el cuidado de la salud ZHC, este sensor propuesto es implementado en un novedoso y único microcontrolador ARM Cortex M4 Kinetis. Este nodo de sensores permitirá el registro de la cinemática del paciente en terapia de movimiento continuo sobre todos los segmentos del cuerpo como una Red Corporal de Sensores (llamada BSN: Body Sensor Network por sus siglas en inglés) a ser usada en aplicaciones de rehabilitación robótica.

En este artículo exponemos los detalles del diseño y la implementación de los sistemas de sensores portables ZigBee. En principio, mostramos las características del sensor y las fórmulas matemáticas para su modelización, en segundo lugar presentamos la implementación y la evaluación de desempeño para rehabilitación de miembro superior en la terapia de alcanzar y agarrar objetos. Se validó el sistema con un sistema de rastreo óptico de movimiento. Las cámaras y los sensores IMU registraban la posición en el mismo instante de tiempo durante el gesto de alcanzar y agarrar un objeto con la extremidad superior.

III. DISEÑO.

El sistema de sensores portable desarrollado consiste en una red ZigBee llamada ZIMUED compuesta de un coordinador y varios sensores denominados dispositivos finales, los cuales están compuestos de una IMU y un dispositivo final. El diagrama simplificado de un dispositivo ZIMUED se muestra en la Fig. 1.

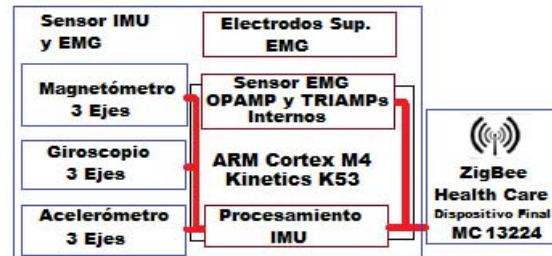


Figura 1. Diseño esquemático de la ZIMUED.

A. Sensor IMU:

La IMU se basó en la implementación de una matriz de cosenos directores, previamente desarrollada para el vuelo de aviones y helicópteros a escala [17][18][19][20].

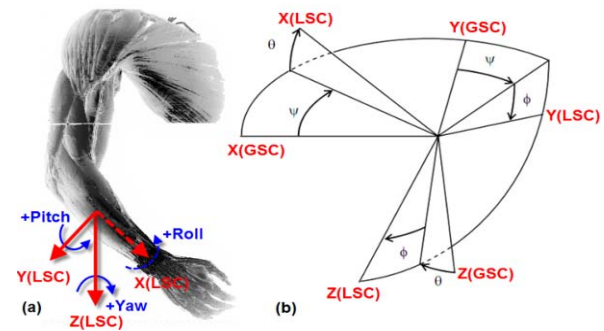


Figura 2. (a) Sistema de ejes coordinados del segmento. (b) Sistema Coordinado Local (LSC) and Sistema Coordinado Global (GSC).

La orientación puede ser descrita utilizando tres ángulos denominados ángulos de Euler: 1) *yaw* ψ , para la rotación del segmento alrededor del eje z, 2) *pitch* θ para la rotación del segmento alrededor del eje y y 3) *roll* ϕ para la rotación alrededor del eje x (Fig 2a). Para describir el movimiento de los segmentos del cuerpo humano hacen falta definir dos sistemas coordinados, El Sistema Coordinado Global del laboratorio (GSC) y el Sistema Coordinado Local del segmento (LSC) (Fig. 2b). Ambos sistemas son ortogonales y regidos por la regla de la mano derecha.

Se utiliza una matriz 3x3 de cosenos directores para transformar entre los sistemas de referencia, el Sistema Coordinado Global y el Sistema Coordinado Local (1). Además es posible rotar los vectores al multiplicarlos por la matriz de cosenos directores, donde Q_{LSC} y Q_{GSC} son vectores medidos en el sistema coordinado local y el sistema coordinado global respectivamente.

$$R = \begin{bmatrix} r_{xx} & r_{xy} & r_{xz} \\ r_{yx} & r_{yy} & r_{yz} \\ r_{zx} & r_{zy} & r_{zz} \end{bmatrix} \quad (1)$$

$$Q_{GSC} = RQ_{LSC} \quad (2)$$

En la matriz de cosenos directores (3) las funciones trigonométricas de los ángulos de Euler $c\theta$ y $s\theta$ son abreviaturas para $\cos\theta$ y $\sin\theta$ respectivamente.

$$R = \begin{bmatrix} c\theta c\psi & s\theta c\psi & c\phi s\psi & c\phi s\theta s\psi + s\phi s\psi \\ c\theta s\psi & s\theta s\psi & c\phi c\psi & c\phi s\theta c\psi - s\phi c\psi \\ -s\theta & s\theta c\theta & c\phi c\theta & c\phi s\theta \end{bmatrix} \quad (3)$$

R permite rotar el vector de medido en el SCL hacia el Sistema Coordinado Global, además cumple con la condición de ortogonalidad. La tasa de cambio del vector rotante producido por el movimiento se encuentra puede evaluar (4), donde $\omega(t)$ es la velocidad angular obtenida de los giróscopos en el sistema coordinado local y $r(t)$ el vector en el sistema global.

$$\frac{dr(t)}{dt} = \omega(t) \times r(t) \quad (4)$$

El desplazamiento angular se calcula con (5).

$$d\theta(t) = \omega(t)dt \quad (5)$$

En (6) se muestra el cálculo de la posición angular por integración aproximada. Desde el sistema coordinado local, el sistema coordinado global se encuentra rotando igual y opuesto a la rotación del Sistema Coordinado Local. De esta manera los ejes del sistema global pueden verse en el sistema coordinado local simplemente como un cambio de signo de la señal del giroscopio. El signo negativo es combinado con el producto vectorial, cambiando el orden de los operandos.

$$r(t) = r(0) + \int_0^t d\theta(t) \times r(t) \quad (6)$$

$$r_{GSC}(t+dt) = r_{GSC}(t) + r_{GSC}(t) \times d\theta(t) \quad (7)$$

$$R(t+dt) = R(t) \begin{bmatrix} 1 & -\omega_z dt & \omega_y dt \\ \omega_z dt & 1 & \omega_x dt \\ -\omega_y dt & \omega_x dt & 1 \end{bmatrix} \quad (8)$$

La expresión (7) permite actualizar la matriz de cosenos directores desde las señales provenientes de los giróscopos. Los elementos unidad en la matriz en la diagonal (8), representan el primer término de la ecuación (7). Los elementos fuera de la diagonal representan el segundo término de esta ecuación. Ésta matriz R se actualiza con rotaciones cada vez más grandes cada vez que se produce el muestreo, por consiguiente es posible obtener los ángulos de Euler, es decir la orientación del segmento (9) desde el último renglón y la primer columna de la matriz (3).

$$\theta = -\sin^{-1}(r_{zx}) \quad (9)$$

$$\phi = \tan^{-1}(r_{zy}, r_{zz})$$

$$\psi = \tan^{-1}(r_{yx}, r_{xx})$$

El diseño final de la IMU sobre el microcontrolador K53N512 se muestra en la Fig. 3. El giroscopio triaxial es la fuente principal de información, esta variación angular es integrada en cada eje para así obtener constantemente la posición angular en tiempo real mediante la rutina que utiliza de la matriz de cosenos directores.

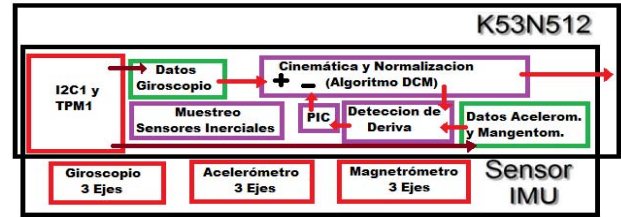


Figura 3. Diagrama en bloque del sensor de la IMU.

Adicionalmente este algoritmo realiza una normalización de la matriz, con el fin de eliminar el ruido numérico que podría acumularse durante la integración y que con el paso de las muestras violaría el requerimiento de ortogonalidad que deben satisfacerse en la matriz de cosenos directores. Por ello es necesario realizar pequeños ajustes en los elementos de la matriz para satisfacer esta condición.

De la misma manera es necesario realizar la detección de la desviación del giroscopio, ya que el offset de este acumula gradualmente errores en los elementos de la nombrada matriz. Este procedimiento se realiza en tres etapas: 1) utilizando vectores referencia de orientación para poder cuantificar la desviación. Estos vectores se obtienen a partir de un magnetómetro el cual detecta la desviación del *yaw*, y un acelerómetro que detecta la desviación del *pitch* y el *roll*. 2) Realimentando el vector error mediante un controlador proporcional-integral, reajustando los giróscopos. 3) Restando el error de rotación a la señal registrada de los giróscopos. El muestreo de los sensores es realizado a 60Hz para ser compatible con la tasa de muestreo del sistema de video utilizado para la validación experimental.

B. Red ZIMUED

La red ZigBee tiene tres tipos de dispositivos: dispositivos finales (ZED, ZigBee End Device), routers (ZR, ZigBee Routers) y sólo un coordinador (ZC, ZigBee Coordinator). La red ZIMUED propuesta en este trabajo se implementó sobre el perfil de aplicación ZHC y la pila ZigBee de Freescale para el chip MC13224. Esta red es una configuración estrella donde el ZC recibe la información del paciente de los ZED. El protocolo de la red usa multiplexación de tiempo donde se define un tiempo de transmisión para que cada ZED envíe al ZC. El período de comunicación comienza en el momento que el ZC envía un paquete de datos a los ZED, momento en el cual los ZED comienzan a tomar las mediciones de la IMU. A partir de aquí preparan los futuros paquetes de transmisión, cada cual es exclusivamente identificado por un índice. La topología tipo estrella en la que se encuentra la red reduce las interrupciones en la recepción de paquetes provenientes de los distintos ZED, ya que cada uno debe enviar el paquete en un tiempo particular, permitiendo una buena tasa de transferencia

con baja perdida de datos [22].

IV. IMPLEMENTACIÓN.

El sistema portable implementado consiste básicamente en dos pequeñas tarjetas de circuitos impresos: el circuito de sensores y el circuito ZigBee. Estas versiones han sido desarrolladas como un prototipo, en versiones posteriores se planea reducir el tamaño integrando ambos bloques en una sola tarjeta.

La tarjeta de sensores se muestra en la Fig. 4. Tiene un microcontrolador KN53N512 conectado por buses I2C a ambos sensores inerciales para el procesamiento de las señales. Posee además conexión USB para reprogramación y depuración en tiempo real, también capacidad para tarjeta microSD en caso de requerirse almacenamiento masivo. En su parte superior posee dos conectores con los que se la comunica a la tarjeta que posee el modulo ZigBee. Adicionalmente posee un pack de baterías ya que debe ser un dispositivo portable.

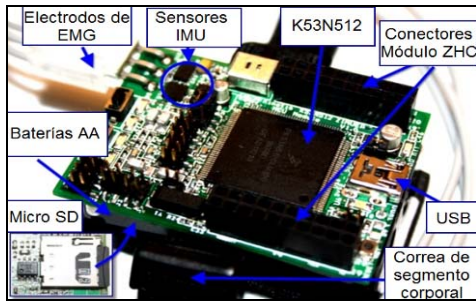


Figura 4. Tarjeta del sensor de la IMU.

La tarjeta ZigBee montada sobre la tarjeta de sensores posee el microcontrolador MC13224 con el fin de permitir diferentes aplicaciones se la ha diseñado con tres posibles antenas: SMA para grandes distancias, tipo chip para disminuir el tamaño y tipo F para reducir la cantidad de componentes. Además esta tarjeta posee pulsadores y LEDs para realizar la configuración y la inicialización de los respectivos módulos (Fig. 5).

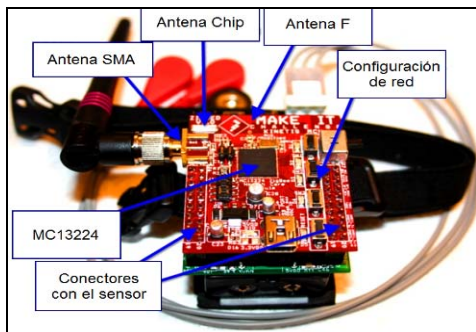


Figura 5. Tarjeta ZigBee Health Care Board sobre la IMU.

Finalmente, en la Fig. 6, se muestra la red ZIMUED aplicada. En cada dispositivo terminal ZIMUED la tarjeta de sensores manda a una tasa determinada los datos procesados al

modulo ZigBee en la tarjeta superior, el cual envía los datos al coordinador en una red tipo estrella, este recibe los paquetes provenientes de los distintos dispositivos terminales y envía la información a PC vía USB para post-procesamiento y visualización. Resumiendo el proceso de adquisición de datos el IMU envía de datos vía el bus I2C hacía el microcontrolador K53N512 a una tasa de 60Hz. Luego se envía esta información, nuevamente hacía la tarjeta superior que posee el modulo Zigbee embebido en el microcontrolador MC13224, mientras que la información cinemática se envía en cuanto se adquiere. Luego se produce la transmisión inalámbrica a través de la red ZIMUED en el tiempo particular asignado por el coordinador.

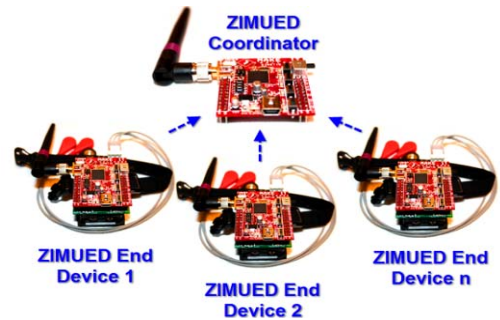


Figura 6. Configuración de la red ZIMUED.

V. VALIDACION.

La validación del método se realizó adquiriendo simultáneamente datos a través del sistema inalámbrico desarrollado y del sistema de video 3D convencional ampliamente utilizado para análisis biomecánicos. Se eligió el gesto de alcanzar y agarrar debido a la importancia de este movimiento en la independencia y calidad de vida de los pacientes con secuelas de accidentes cerebrovasculares, el cual es mencionado en la introducción. Detalles de la cinemática del tronco y el miembro inferior pueden ser encontrados en trabajos existentes [23]. En el desarrollo del presente trabajo se han empleado 10 marcadores reflectivos localizados en los siguientes posiciones anatómicas: séptima cervical, acromion izquierdo, acromion derecho, esternón, olecranon, estiloides radial, estiloides ulnar, tercer metacarpiano, marcador radial del brazo y trapecio (Fig. 7).

Con los datos registrados por el sistema de videografía se puede calcular la posición de los segmentos a partir de la realización de un modelo antropométrico con el fin de poder estimar los centros articulares del hombro, codo y muñeca [24]. Además de encontrar estos centros articulares, se deben poder conocer la orientación espacial de los diferentes segmentos brazo y antebrazo, para ello se debe generar primero un sistema coordinado local ubicado en el centro de gravedad del segmento [23].

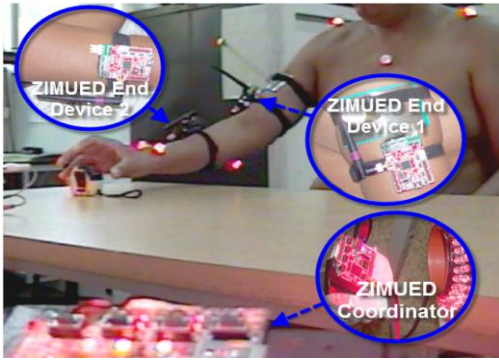


Figura 7. Localización de los marcadores y la IMU para el registro simultáneo.

El protocolo de validación del nuevo método de adquisición se efectuó mediante los registros simultáneos de videografía tridimensional y los sensores IMU. El gesto de alcanzar y agarrar se realiza con el sujeto sentado frente a una mesa colocada en altura coincidente a las cámaras de video. El brazo derecho del sujeto en reposo, con el codo y el antebrazo ubicados sobre la mesa formando un ángulo de flexión de aproximadamente 90° respecto al brazo. Un ciclo del gesto completo representa la extensión del miembro superior hasta agarrar el objeto ubicado en la mesa a una distancia del alcance de la mano y regresar hasta colocar la extremidad en la posición donde se inicio del gesto.

Para validar el sistema diseñado de registro de la IMU se comparan los resultados de los datos obtenidos en simultáneo con ambas técnicas de registro. Con los datos de ambos sistemas de registro se calcula en forma vectorial el ángulo de flexión-extensión del codo. En la Fig. 8 se muestran los valores correspondientes al ángulo de flexión-extensión del codo para 3 gestos del movimiento de alcanzar y agarrar para un mismo sujeto con diferentes colores, en función del porcentaje del ciclo. Las dos graficas de un mismo color corresponden el mismo gesto registrado. En trazo continuo los datos calculados con el sistema de video y con trazo cortado los datos calculados con el correspondiente a la IMU.

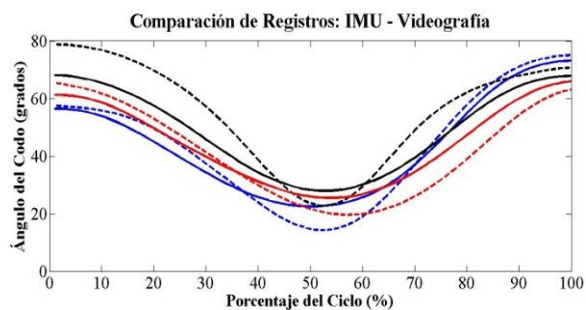


Figura 8. Comparación de registros videográficos y de IMUs para 3 gestos.

En la Fig. 9 se puede observar el alto grado de repetibilidad que presentan las señales adquiridas por las IMUs para 14 gestos de un mismo individuo efectuadas en diferentes días, donde se verifica la similitud morfológica y los datos de ángulos de flexión-extensión del codo en función

del porcentaje del ciclo. Se puede apreciar que los datos están libres de ruido y artefactos.

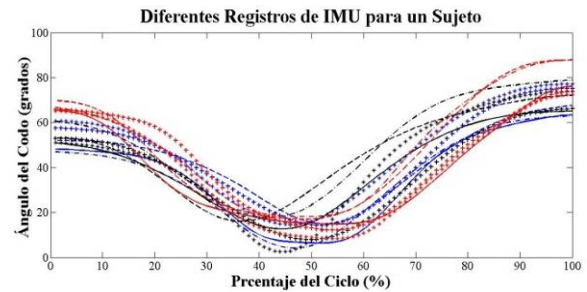


Figura 9. Curvas del ángulo del codo proveniente de 14 gestos de un sujeto en distintos días de registro.

VI. CONCLUSIONES.

El novedoso sistema inalámbrico presentado en este trabajo bajo protocolos de transmisión ZigBee desarrollados para uso portable en rehabilitación es una fuente confiable de adquisición de datos cinemáticos, lo que sumado a las ventajas ya descritas del sistema promete constituir un importante avance en rehabilitación robótica con *biofeedback*. La continuación de esta investigación a través de mayor registro de datos entre diversos pacientes y con un cálculo más avanzado de los datos cinemáticos y el agregado del registro electromiográfico, permitirán ponderar mejores perspectivas del aporte real de esta innovación en el campo de la rehabilitación de miembro superior. Asimismo este sistema diseñado permite estudiar otro tipo de movimientos cuya rehabilitación funcional sea de importancia en los pacientes otras con secuelas debido a accidentes cerebrovasculares o a otro tipo de enfermedades.

REFERENCIAS

- [1] W.S. Harwin, J.L. Patton and V.R. Edgerton, "Challenges and Opportunities for Robot-Mediated Neurorehabilitation," Proceedings of the IEEE, vol.94, no.9, pp.1717-1726, Sept. 2006.
- [2] Mackay, G. Mensah, "Atlas of heart disease and stroke," World Health Organization, pp.15-16, 2004.
- [3] S. Rathore, A. Hinn, L. Cooper, H. Tyroler and W. Posamond. (2002, June). Characterization of incident stroke signs and symptoms: findings from the atherosclerosis risk in communities study, Stroke 2002 [Online], 33(11). pp. 2718-2721. Available: <http://stroke.ahajournals.org/content/33/11/2718>.
- [4] A. H. Mackey, S. E. Walt, G. A. Lobb and N. S. Stott, "Reliability of upper and lower limb three-dimensional kinematics in children with hemiplegia," Gait & Posture, vol. 22, no. 1, pp. 1-9, August 2005.
- [5] R. Wenzelburger, F. Kopper, A. Frenzel, H. Stolze, S. Klebe, A. Brossmann, J. Kutz-Buschbeck and M. Illert. (2004, October) Hand coordination following capsular stroke, Brain [Online], 128(1). Pp. 64-74. Available: <http://brain.oxfordjournals.org/content/128/1/64>.
- [6] C. N. Schabowsky, S. B. Godfrey, R. J. Holley and P. S. Lum. (2010, July). Development and pilot testing of HEXORR: Hand EXOskeleton Rehabilitation Robot, Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation [Online], 7(1). pp. 36. Available: <http://www.jneuroengrehab.com/content/7/1/36>.
- [7] E. Rocon, J.C. Moreno, A.F. Ruiz, F. Brunetti, J.A. Miranda and J.L. Pons, "Application of inertial sensors in rehabilitation robotics," in Proceedings of the 2007 International Conference on Rehabilitation Robotics, 2007, pp. 145-150.
- [8] X.L. Hu, K.Y. Tong, R. Song, X.J. Zheng, K.H. Lui, W.W.F. Leung, S. Ng and S.S.Y. Au-Yeung, "Quantitative evaluation of motor functional

recovery process in chronic stroke patients during robot-assisted wrist training,” *Journal of Electromyography and Kinesiology*, Vol. 19, no. 4, pp. 639-650, Aug. 2009.

- [9] R. Song, K. Tong, X. Hu and L. Li, “Assistive Control System Using Continuous Myoelectric Signal in Robot-Aided Arm Training for Patients After Stroke,” *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, vol. 16, no. 4, pp. 371-379, Aug. 2008.
- [10] V. van Acht, E. Bongers, N. Lambert and R. Verberne, “Miniature Wireless Inertial Sensor for Measuring Human Motions,” in *Proceedings of the 2007 Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, 2007, pp. 6278-6281.
- [11] M. El-Gohary, L. Holmstrom, J. Huisinga, E. King, J. McNames and F. Horak, “Upper limb joint angle tracking with inertial sensors,” in *Proceedings of the 2011 Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, 2011, pp. 5629-5632.
- [12] E. Edwan, J. Zhang, J. Zhou and O. Loffeld, “Reduced DCM based attitude estimation using low-cost IMU and magnetometer triad,” in *Proceedings of the 2011 Workshop on Positioning Navigation and Communication*, 2011, pp. 1-6.
- [13] W. Youn and J. Kim, “Development of a compact-size and wireless surface EMG measurement system,” in *Proceedings of the ICCASSICE, 2009*, pp. 1625-1628.
- [14] C.A. Cifuentes, G.G. Gentiletti, M.J. Suarez and L.E. Rodriguez, “Development of a Zigbee platform for bioinstrumentation,” in *Proceedings of the 2010 Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, 2010, pp. 390-393.
- [15] Freescale Semiconductor, K53 Sub-Family Data Sheet Data Sheet, Rev. 6, (2011, September) [Online]. Available: <http://www.freescale.com/>
- [16] Freescale Semiconductor, MC1322x Technical Data, Rev. 1.3, (2010, October) [Online]. Available: <http://www.freescale.com/>
- [17] R. Mahony, T. Hamel and J. M. Pflimlin, “Nonlinear Complementary Filters on the Special Orthogonal Group,” *IEEE Transactions on Automatic Control*, vol. 53, no. 5, pp. 1203-1218, June 2008.
- [18] M. Euston, P. Coote, R. Mahony, K. Jonghyuk and T. Hamel, “A complementary filter for attitude estimation of a fixed-wing UAV,” in *Proceedings of the 2008 International Conference on Intelligent Robots and Systems*, 2008, pp. 340-345.
- [19] G. Baldwin, R. Mahony, J. Trumpf, T. Hamel, “Complementary filter design on the Special Euclidean group SE(3),” in *Proceedings of the 2007 European Control Conference*, 2007.
- [20] R. Mahony, C. Sung-Han, and T. Hamel, “A coupled estimation and control analysis for attitude stabilisation of mini aerial vehicles,” in *Proceedings of the 2006 Australasian Conference on Robotics and Automation*, 2006.
- [21] Freescale Semiconductor, Freescale Solutions for Electrocardiograph and Heart Rate Monitor Applications, (2011, June) [Online]. Available: <http://www.freescale.com/>
- [22] C.A. Cifuentes and L. Rodríguez, “Análisis Biomecánico de la Marcha basado en Acelerómetros sobre una Red ZigBee,” in *Proceedings of the 2011 V Latin American Congress on Biomedical Engineering*, 2011.
- [23] A. Braidot, G. Canalis, P. Dieser, S. Gomez and M. Crespo, “Análisis del Gesto de Alcanzar y Agarrar un Objeto en Pacientes con ACV,” in *Proceedings of the 2011 V Latin American Congress on Biomedical Engineering*, 2011.
- [24] G. Rab, K. Petuskey and A. Bagley, “A method for determination of upper extremity kinematics,” *Gait and Posture* vol. 15 no. 1, pp. 113-119, 2002.



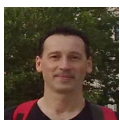
Anselmo Frizera Neto received the Electrical Engineering degree from Federal University of Espírito Santo (UFES), Brazil, in 2006. In 2010, he obtained his Ph.D. in Electronics from Universidad de Alcalá, Spain. From 2006 to 2010 he worked as a researcher at the Bioengineering Group, Spanish National Research Council (CSIC). Currently, he is a Professor at the Electrical Engineering Department, UFES. His research interests are rehabilitation robotics, human-machine interaction and movement analysis.



Melisa Frisoli received the Bioengineering degree from Facultad de Ingeniería-Universidad Nacional de Entre Ríos - Oro Verde, Entre Ríos, Argentina, in 2010, and is a PhD student as a CONICET researcher in the same Faculty. Her investigation field is focused on rehabilitation biomechanics.



Alfonso Santiago: Bioengineering student in Universidad Nacional de Entre Ríos (UNER) since 2007. He has been working as a collaborator in the biomechanics laboratory from 2011.



Ariel Braidot received a Bioengineering degree from Facultad de Ingeniería-Universidad Nacional de Entre Ríos and a PhD from Universidad Nacional del Litoral (UNL) in 2001. He is a Professor of Biomechanics at FI-UNER since 1998. His current investigation field is focused on rehabilitation biomechanics, register and modeling of human movement.



Carlos A. Cifuentes G. received the Biomedical Engineering master degree from Universidad Nacional de Entre Ríos, Argentina, in 2011, and is a PhD student of the Robotics and Industrial Automation Group from Universidade Federal do Espírito Santo, Brazil. He is broadly interested in rehabilitation robotics.