

Valoración de Movimiento del Miembro Superior Mediante Kinect: Aplicaciones

Emanuel Tello¹, Elisa Perez¹, Ana María Echenique¹, Vicente Mut² y Natalia López¹

¹Gabinete de Tecnología Médica, Departamento de Electrónica y Automática, Facultad de Ingeniería Universidad Nacional de San Juan, San Juan Argentinas

²Instituto de Automática, Facultad de Ingeniería Universidad Nacional de San Juan, San Juan Argentinas

Resumen— El presente trabajo presenta el desarrollo de un software que detecta, sigue, y grafica los movimientos realizados por el miembro superior de una persona, utilizando el sensor Kinect®. El software desarrollado realiza el procesamiento de los datos obtenidos con el sensor Kinect®, luego los datos procesados son utilizados para graficar las trayectorias en los 3 planos del espacio, pudiendo obtener una visualización completa del movimiento realizado por el usuario. También las excursiones angulares de cada articulación durante el movimiento del miembro superior son calculadas y graficadas. Además, se desarrolló una interfaz gráfica para que los datos y gráficas de cada usuario queden registrados, y los mismos pueden ser visualizados de una manera más amigable. El objetivo del desarrollo del software tiene por finalidad poder ser utilizado en sesiones de rehabilitación de miembro superior o evaluaciones de tareas que involucren movimiento de miembro superior en operarios de la industria. El trabajo presenta gráficas de trayectorias de distintas tareas cómo así también la evaluación de exactitud de los valores angulares calculados con respecto a valores reales.

Palabras clave— Miembro Superior, Sensor Kinect, DEMOVA.

Abstract— This paper presents a software that detects, tracks and plots on a graph the trajectories made by the upper limb of a person, by using the kinect® sensor. This software processes the kinect's data and uses them for the trajectories plotting in three different planes of the 3D space, allowing a complete visualization of the movements made by the user. Also, angular movement of each joint are obtained and plotted. Main objective of this work is that the developed software could be used in upper limb rehabilitation sessions, as well as performance evaluation of different tasks involving worker's upper limb movements in industries. The paper presents not only plots of trajectories in different tasks, but also presents an accuracy evaluation of the angular data obtained by the software.

Keywords— Upper limb, Kinect® Sensor, DEMOVA.

I. INTRODUCCIÓN

En el año 2010 Microsoft lanza una nueva consola de juego: Xbox 360. Este fue su proyecto original. Sin embargo, al poco tiempo el sensor Kinect®, introducido como parte de la consola, empezó a utilizarse ampliamente para otros fines distintos a la realización de videojuegos. El uso masivo de este sensor en diferentes áreas de investigación se debió a que es un sensor de visión y profundidad, relativamente de bajo costo, no invasivo y que responde con muy buena versatilidad para interpretar los movimientos de todo el cuerpo de una persona en el espacio, reconocer gestos y voz.

El sensor Kinect® ha sido utilizado en diferentes aplicaciones con fines de investigación, principalmente porque presenta ciertas ventajas, entre las cuales se puede mencionar: es no invasivo, su bajo costo y gran portabilidad y además su buen seguimiento del cuerpo humano en el espacio. Algunas aplicaciones que se pueden mencionar son:

- Área de rehabilitación: Este es quizás el campo de aplicación más extenso de Kinect. Por mencionar algunos ejemplos representativos, tanto en [1-2] como en [3] los

autores utilizan un sensor Kinect® para evaluar los movimientos en terapia de pacientes que presentan desórdenes de movimientos. Los resultados obtenidos demuestran que los pacientes mejoraron sus terapias de rehabilitación ya que aumentaron su motivación. En [4] presentan un sistema de rehabilitación interactivo para niños con discapacidad. El sistema consiste en un sensor Kinect® del cual se recuperan los datos del ejercicio de rehabilitación y a su vez estos ejercicios están sincronizados con un sistema virtual en línea para guiar a los pacientes con los movimientos.

- Área de imágenes médicas: para manipulación de imágenes médicas dentro de un procedimiento quirúrgico como puede verse en el trabajo de Bigdelou [5] o Gallo [6].
- Área de interacción y control de robots: el sensor Kinect® puede ser utilizado para trabajar en conjunto con los demás sensores de los robots o puede trabajar como un único sensor, dependiendo de la aplicación. En el trabajo de Nguye [7] un robot humanoide reproduce movimientos humanos que son registrados por Kinect. Esta imitación es continua y en línea. En el trabajo Xu et al [8] utilizaron el reconocimiento de gestos de la mano con Kinect para comandar un robot móvil.

Reconocieron siete gestos de la mano con el fin de manipular el robot en ambientes interiores con obstáculos y los resultados fueron satisfactorios.

- Área de procesamiento de imágenes: en esta área se ha trabajado en la reconstrucción de modelos 3D, lo cual es una tarea complicada. En el trabajo de Alexiadis [9] se propuso un algoritmo de reconstrucción del cuerpo en el espacio 3D en tiempo real con mucha precisión fusionando los datos de varios sensores Kinect y triangulando esta información para reconstruir el objeto 3D. En el trabajo de Jia [10] se combinan los datos de la información de profundidad del sensor Kinect con imágenes capturadas por una webcam con mejor resolución de imágenes. De esta manera se obtienen una medición y seguimiento del movimiento 3D de alta resolución.

En este trabajo se propone el desarrollo de un software que determina las trayectorias de los movimientos del miembro superior y la posición angular de cada articulación utilizando el sensor Kinect. Este software podría tener diferentes aplicaciones. Una de ellas es en el área de rehabilitación, ya que permite evaluar la evolución del movimiento a lo largo de las sesiones de kinesiología de los pacientes, brindando así la posibilidad al fisiatra o kinesiólogo de poseer una herramienta con datos cuantitativos que le alorar la evolución del paciente durante el tratamiento. El software, además de graficar las trayectorias y calcular posiciones angulares de cada articulación, permite guardar todos estos datos por paciente.

Otra aplicación es en el área industrial, para estudios ergonómicos, donde los obreros trasladan objetos pesados o realizan tareas. En este contexto, un mal movimiento puede ocasionar lesiones musculoesqueléticas, provocando grandes pérdidas a las industrias [11] y pudiendo generar algún tipo de discapacidad en el operario. En investigaciones recientes [12] es utilizado el sensor Kinect® para realizar una evaluación rápida en tiempo real de las extremidades superiores. Pero esta investigación no calcula posiciones angulares de las articulaciones del brazo de la persona. En nuestro trabajo se presenta la evolución de estas posiciones angulares que ayudan a determinar si las posturas son correctas o no para una determinada tarea.

Por lo tanto, el aporte sustancial de este trabajo es el cálculo de posiciones angulares de las articulaciones de los brazos y cómo la información de los datos obtenidos desde el sensor queda a disposición para un posterior análisis cuantitativo por el especialista.

II. MATERIALES Y MÉTODOS

En esta sección se describirá el sensor utilizado y se detallarán las técnicas empleadas en el desarrollo del software. Este consiste en un procesamiento de los datos obtenidos desde el sensor para visualizar posiciones en el espacio. Luego a partir de estas posiciones se calculan los valores angulares y por último a través de una interfaz gráfica desarrollada quedan de manera accesible para que el especialista realice su análisis.

A. Obtención de las imágenes mediante Kinect®

Para obtener la imagen 3D, el sensor Kinect®360 versión 1, cuenta con una cámara de profundidad compuesta por una cámara infrarroja y un proyector infrarrojo de luz estructurada.

La cámara de profundidad (Fig. 1) utiliza una tecnología de codificación por luz llamada *Light-Coding* desarrollada

por *PrimeSense®* que actúa como un escáner 3D para realizar una reconstrucción tridimensional de la escena. Se proyecta un patrón de puntos infrarrojos en la escena, el cual se localiza en un difusor (rejilla) frente al proyector infrarrojo. Al emitir la luz infrarroja, el patrón se dispersa por la escena, proyectándose sobre las personas y objetos presentes en ésta, mientras que la imagen de dicha proyección se obtiene mediante la cámara infrarroja. El patrón se mantiene constante a través del eje Z. Sin embargo, al existir objetos en la escena, el patrón se proyecta o adapta a la forma de éstos, con lo que se obtiene una deformación en los planos X, Y y Z de la imagen infrarroja en relación al patrón proyectado. Este desplazamiento es el que permite realizar una triangulación entre los puntos del patrón registrado y los puntos del patrón proyectados en la imagen, para realizar la reconstrucción tridimensional de la escena y obtener la imagen de profundidad, creando, de esta manera, un mapa de alturas en blanco y negro de 320x240 píxeles, donde el color más claro indica que el objeto (o usuario) está más cerca y el color más oscuro más lejos.

El mapa de profundidad creado a partir del patrón distorsionado, especifica la distancia a las superficies de los objetos desde el punto de referencia posicionado en Kinect®. Este mapa está relacionado al tiempo que tarda la luz para volver a la fuente después de rebotar en los objetos a la vista del sensor (denominado Método de tiempo de vuelo). Además de esto, los datos codificados en la luz infrarroja, son procesados y se analizan las distorsiones en dicha señal una vez que regresa, con el fin de obtener una imagen en tres dimensiones más detallada de la escena. Esta imagen de profundidad 3D se procesa en el software (embebido en el chip de *PrimeSense*) para llevar a cabo el seguimiento del esqueleto.

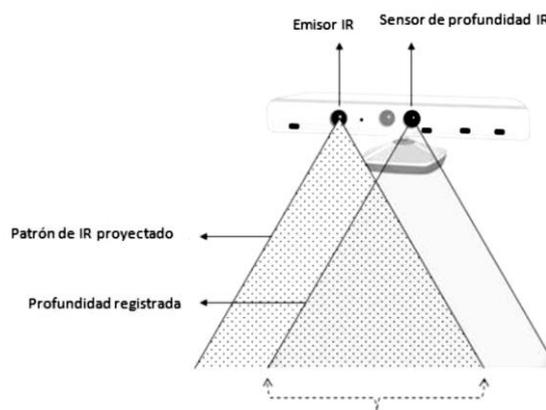


Fig. 1: Cámara de profundidad del dispositivo Kinect®

Drivers y SDK de Kinect®

Para poder trabajar con la información obtenida de las imágenes por Kinect®, se hace uso del software específico, SDK (*Software Development Kit*), el cual consiste en librerías que facilitan diferentes funciones que ayudan a interactuar con el dispositivo Kinect®. Básicamente brinda información sobre los distintos esqueletos y sus articulaciones en el plano X, Y, Z.

B. Desarrollo de Software DEMOVA®

Con los datos obtenidos desde el sensor, se desarrolló un software (DEMOVA®-Determinación del movimiento angular) que procesa y extrae información del mismo. Se realizó el análisis de los datos para determinar cuáles de ellos eran de interés para realizar un diagnóstico correcto en

relación a los movimientos de miembro superior realizado por el usuario. Los datos con los que se trabajó fueron las posiciones en el espacio X,Y,Z, de los miembros superiores. Los datos de audio, de miembros inferiores y el tiempo que duró la sesión no fueron utilizados en este estudio.

El software fue desarrollado en el entorno MATLAB® y para esta aplicación se hizo uso del conjunto de herramientas: *Image Acquisition Toolbox e Image Processing Toolbox*.

Para visualizar los datos, adquirirlos, procesarlos y almacenarlos, se desarrolló una interfaz gráfica.

C. Procesamiento de datos

Se seleccionan ciertos ejercicios representativos, en relación a cada articulación analizada, para la visualización de los datos extraídos. Luego de la extracción de los datos, éstos son procesados considerando diversas características que presentan los mismos al momento de su adquisición.

Eliminación de valores nulos

Al momento de visualizar las trayectorias, se observa que en algunas de ellas se presentaban una cierta cantidad de frames (cuadros) que no contenían ningún tipo de información, afectando de esa manera a la cantidad de datos con que se trabaja.

Por ello es que se implementó un reconocimiento de dichos valores nulos y los mismos fueron reemplazados por el primer valor no nulo subsiguiente que se encontrara durante el recorrido del movimiento.

Eliminación de Outliers

Se define como Valor “Atípico” (u *Outlier*) a toda observación (o subconjunto de observaciones) que parece ser inconsistente con el resto de las observaciones del conjunto.

Para una variable aleatoria con una distribución normal, una distancia de dos veces la desviación estándar cubre el 95% de los puntos, y una distancia de tres veces la desviación estándar, cubre un 99% de los puntos. Los puntos con valores muy diferentes respecto del valor medio producen grandes errores durante el registro de los datos y pueden tener efectos no deseados en la representación de los mismos (Fig. 3a). Estos efectos se visualizan principalmente cuando el dispositivo debe registrar puntos que se encuentran superpuestos espacialmente sobre el eje longitudinal de profundidad de la cámara. Cuando esto sucede, Kinect® no puede realizar una detección certera de la articulación por lo que infiere un valor cercano según el movimiento que se está realizando. Existen ocasiones donde el sensor no es capaz de seguir a dicha articulación, estableciendo un valor nulo para la misma en dicho *frame*.

Analizando lo anteriormente expuesto, como método de corrección de valores atípicos, se procedió al cálculo de valores umbrales, L1 y L2, los cuales son definidos como sigue:

$$\begin{aligned} L_1 &= \bar{x} - 2\sigma \\ L_2 &= \bar{x} + 2\sigma \end{aligned} \quad (1)$$

Donde \bar{x} se define como la media del valor atípico con sus dos vecinos siguientes mientras que σ implica la desviación estándar de los tres valores mencionados. Cuando dicho valor atípico es menor que el umbral inferior de L1 o mayor al umbral superior L2 éste es reemplazado por la media de sus vecinos, como se muestra en la Fig.2.

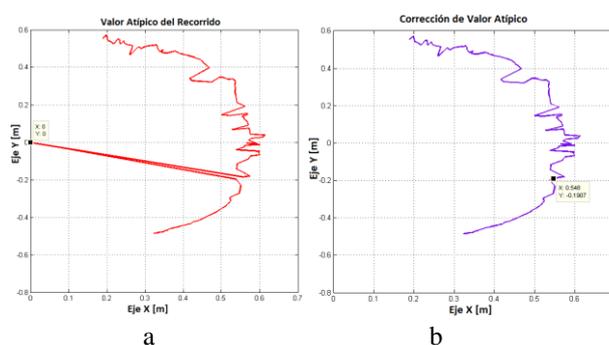


Fig. 2: (a) Visualización de valores atípicos durante el recorrido. (b)

Eliminación de de valores atípicos

Interpolación

Como parte del procesamiento de datos, los mismos fueron sometidos a un proceso de interpolación, donde la idea era poder estimar una función de interpolación que describa el comportamiento de la variable x (en este caso la trayectoria) a partir de la construcción de una curva o superficie que una los puntos donde se han realizado las mediciones y cuyos valores si se conocen. Se asume que el o los puntos donde se desea calcular la interpolación se encuentran dentro de los límites de los puntos de medición. El proceso de interpolación proporciona un efecto de suavizado sobre las trayectorias adquiridas originalmente.

La interpolación lineal es el método mediante el cual se interpola con líneas rectas entre una serie de puntos que se quiere graficar. En la Fig. 3a se observa el conjunto de datos a interpolar.

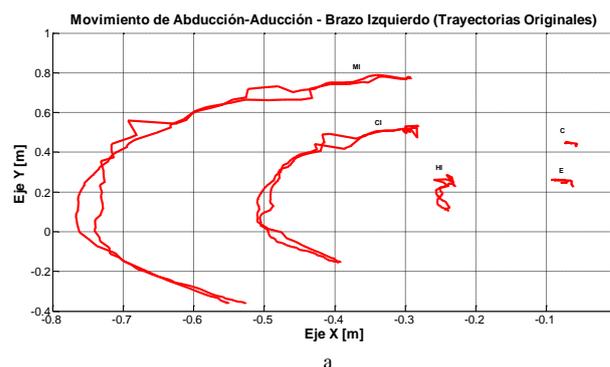
La idea básica es conectar dos puntos dados, $P_0 = (x_0, y_0)$ y $P_1 = (x_1, y_1)$, en una cierta cantidad de puntos $P_i = (x_i, y_i)$. La función de interpolación es una línea recta entre los dos puntos y de esta manera se define la pendiente m como:

$$m = \frac{y_1 - y_0}{x_1 - x_0} \Rightarrow y = m(x_1 - x_0) + y_0 \quad (2)$$

Donde y es la recta que conecta a los dos puntos. En la Fig. 3b se pueden observar las trayectorias realizadas por las distintas articulaciones luego de la interpolación.

Etapa de filtrado

Luego del proceso de interpolación, las trayectorias resultantes son sometidas a un procedimiento de filtrado. Para ello se utilizó un filtro de media móvil, el cual toma un conjunto de datos y se calculan nuevos puntos que representan la media de un determinado subconjunto correspondiente al total de datos.



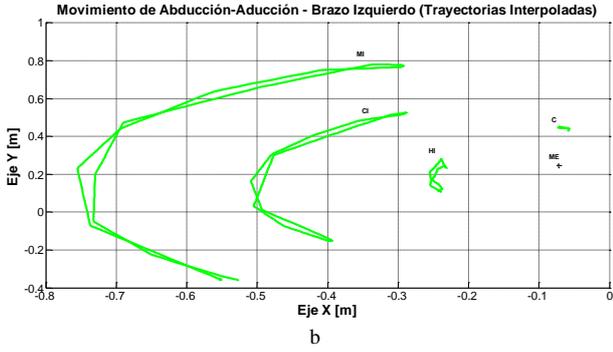


Fig. 3: (a) Trayectorias sin interpolación. (b) Trayectorias que han sido interpoladas. C: Cabeza, E: Esternón, ME: Valor medio de Esternón, HI: Hombro Izquierdo, CI: Codo Izquierdo, MI: Muñeca Izquierda.

Este proceso queda definido por la siguiente ecuación:

$$\bar{x} = \frac{\sum_{i=1}^n x_i}{n} \quad (3)$$

donde x es la media del subconjunto de puntos y n el tamaño de muestra. Considerando un valor de n=10 se logran filtrar aún más los ruidos obtenidos durante la adquisición, sin alterar el trazado real de los movimientos, permitiendo una mejor visualización de los mismos y eliminando así aquellas discontinuidades u oscilaciones que no responden a movimientos reales de los miembros.

En la Figura 4 se puede observar las trayectorias filtradas.

Posiciones Articulares

Para obtener los valores angulares de cada articulación, al efectuar un movimiento en el espacio, el modelo utilizado de miembro superior es el de cuerpo rígido. El mismo considera el miembro superior como una cadena compuesta por tres cuerpos rígidos (brazo, antebrazo y mano), articuladas y enlazadas por articulaciones rotacionales ideales. El sensor Kinect® brinda instante a instante las posiciones de las articulaciones, por lo tanto, los ángulos articulares son calculados por medio del uso de vectores, dependiendo de la ubicación de cada articulación, como puede visualizarse en la Fig. 5a.

Tomando cada vector, el ángulo θ que representa el ángulo desempeñado por dicho movimiento, se define como:

$$\theta = \cos^{-1}(V_1 \cdot V_2 / \|V_1\| \cdot \|V_2\|) \quad (4)$$

donde V_1 y V_2 son vectores, $V_1 \cdot V_2$ el producto interno de los mismos y $\|V_1\|$ y $\|V_2\|$ la norma de cada uno de ellos. En este caso el sistema de referencia está ubicado en el sensor. Debido a que los movimientos fueron adquiridos cuadro a cuadro, la obtención y representación de las trayectorias angulares son visualizadas bajo el mismo criterio, obteniendo una curva del comportamiento angular en función del tiempo. La Fig. 5b muestra la gráfica correspondiente al cálculo de los ángulos de muñeca derecha.

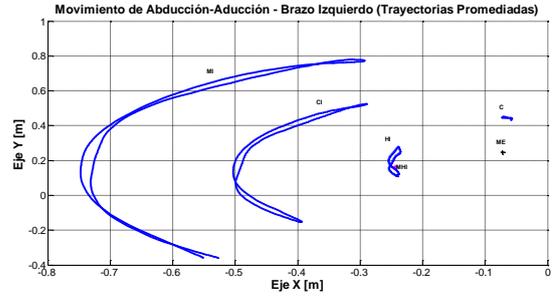


Fig. 4: Trayectorias después del proceso de filtrado. C: Cabeza, ME: Valor medio de Esternón, HI: Hombro Izquierdo, MHI: Valor medio de Hombro Izquierdo, CI: Codo Izquierdo, MI: Muñeca Izquierda

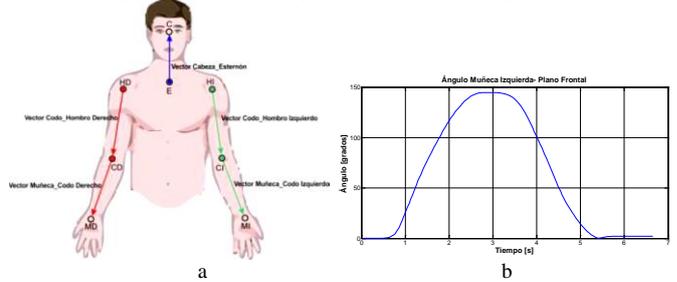


Fig. 5: (a) Modelo y vectores del miembro superior. (b) Desempeño angular de la muñeca derecha

Interfaz Gráfica

Para que los datos de los usuarios fueran fáciles de adquirir, procesar, guardar y analizar se desarrolló una interfaz gráfica para que cualquier operador pueda utilizar el software desarrollado. En la Fig. 6 se visualiza la ventana principal de la interfaz, existen dos ventanas de visualización más, una está relacionada a datos del usuario, y la otra a parámetros de calibración de Kinect.

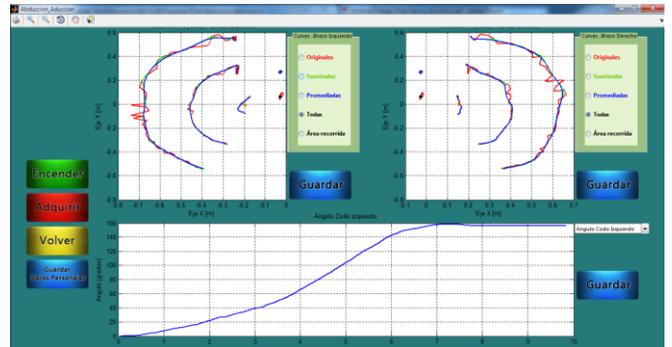


Fig. 6 Interfaz Gráfica de adquisición y procesamiento de los datos. Las gráficas superiores muestran las trayectorias de los movimientos de las articulaciones de ambos miembros, la gráfica inferior muestra la excursión angular de la articulación seleccionada.

III. RESULTADOS

A. Grupo de usuarios

Se seleccionaron 10 usuarios, de los cuales 6 fueron masculinos y 4 femeninos. La edad promedio del grupo fue de 26 ± 3 años de edad. La altura promedio masculina fue de 173 ± 3 cm y la altura promedio femenina fue de 165 ± 3 cm. Los usuarios son estudiantes universitarios, y no poseen alteraciones en sus movimientos de miembro superior. Para realizar los diferentes experimentos los usuarios se debían ubicar en frente del sensor a una distancia de 2m del mismo y el ángulo de inclinación de la cámara del sensor se posicionaba en 0° . El sensor se encontraba posicionado respecto del piso a 1.2m.

B. Validación de las medidas angulares

Para validar el cálculo de los ángulos desarrollados, se planteó el análisis de un movimiento de abducción-aducción, medido sobre 10 voluntarios en el plano frontal. Se toma el plano frontal debido a que el movimiento de abducción-aducción tiene su mayor excursión angular en este plano. Entonces el voluntario parte de una posición inicial con los brazos en los costados del cuerpo, comienza la abducción, y finaliza la misma cuando alcanza unos marcadores colocados en una grilla (graduada en grados) detrás de él, que determinan el punto final de la trayectoria, Fig(7). Luego desde esa posición regresa a su punto de inicio realizando el movimiento de aducción. Se registra la posición de la mano en el primer y último cuadro. Independientemente de la resolución de Kinect, las posiciones angulares iniciales y finales en relación a la grilla pueden ser extraídas perfectamente de las imágenes RGB y sirven de referencia para el cálculo del error.

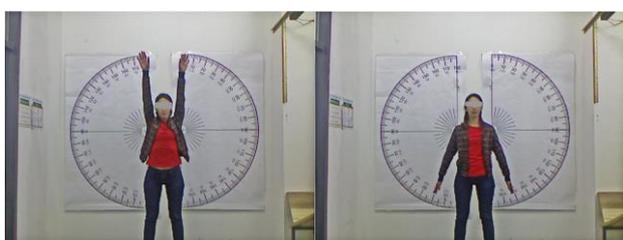


Fig 7: voluntario posicionado en frente de la grilla graduada en grados

Esta excursión se comparará con la excursión sensada con el software. Así podemos calcular el error de sensado E_i , de cada sesión, del software como:

$$E_i = |e_r - e_k| \quad (5)$$

donde e_r es el valor de la medición de la excursión real realizada por el usuario (la cual se calcula observando la postura de la mano en el primer cuadro y en el último cuadro); y e_k es el valor de la misma excursión, pero calculada con el software desarrollado. Luego se calcula el error promedio (E_{prom}) para cada voluntario, de la siguiente forma:

$$E_{prom} = \frac{\sum E_i}{i} \quad (6)$$

El error de medición no supera los 2° , lo que nos permite concluir que el software desarrollado calcula de manera precisa y repetible las excursiones angulares.

Para poder visualizar este cálculo, se calculó el promedio de las excursiones máximas dadas por los valores e_r y e_k en cada uno de los voluntarios e_{r-prom} y e_{k-prom} , y se graficaron las curvas de cada error promedio por cada voluntario, lo cual se presenta en la Fig. 8.

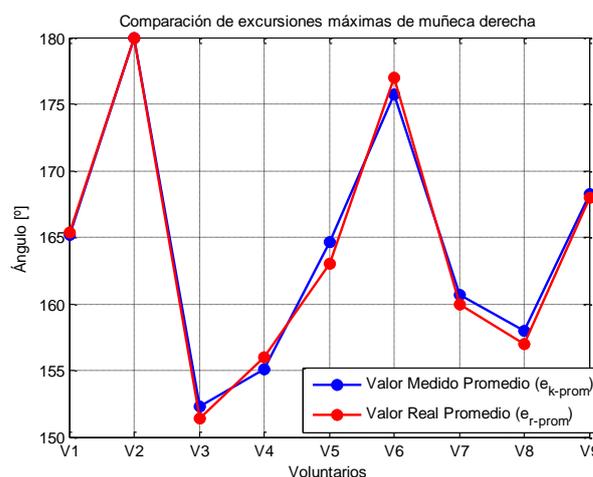


Fig. 8: comparaciones de los errores promedios reales y medidos por kinect respecto de cada voluntario.

C. Evaluación de movimientos en voluntarios

En esta sección se realizan dos protocolos de movimientos que los usuarios realizan para analizar los mismos en actividades predeterminadas. Para esto se presentarán dos formas de visualización gráfica de los movimientos realizados, una es la gráfica de la trayectoria en una vista frontal y la otra es una visualización de los segmentos del esqueleto en la misma vista. Además, se presentan las excursiones angulares de las articulaciones.

Tarea 1: el usuario debe trasladar un objeto liviano que pesa 300 gr, de forma cúbica de 10cm de lado, desde una posición inicial (PI) a una posición final (PF). La PI y PF tienen una diferencia de altura de a 15cm y separadas entre sí una distancia de 50 cm aproximadamente. En la Fig. 9a puede verse que quienes experimentan mayor recorrido son las articulaciones del codo y muñeca. En este gráfico de trayectorias se puede visualizar como los movimientos de las articulaciones de cada brazo son diferentes. Mientras que la MD (Muñeca Derecha) realiza el movimiento de manera continua y suave, la MI (muñeca Izquierda), lo realiza de manera más abrupta y con sobresaltos. En las articulaciones de los codos se ven movimientos que acompañan a los de las muñecas. Por otro lado, en la Fig. 9b se grafican los segmentos del esqueleto en tres instantes de tiempo del recorrido: el del instante de tiempo inicial, el del instante de tiempo en la mitad del recorrido y el del instante de tiempo al final del recorrido. Esta forma de visualización brinda mayor información del comportamiento de tronco ya que puede visualizarse que el segmento que une el esternón y la cabeza casi no posee traslación, ya que el tronco al realizar el movimiento sólo rota sobre su eje medial.

Tarea 2: el usuario ahora debe levantar un objeto pesado y lo colocará a una determinada altura. El objeto es de forma cúbica de 10cm de alto aproximadamente, y su peso es de 5kg. El objeto se traslada de una PI a una PF separadas 50cm entre sí y con una diferencia de 20cm de altura aproximadamente. En la Fig. 10a se observa que este movimiento involucró a todos los segmentos del miembro superior. Se destaca que el voluntario toma el objeto, desciende aún más y luego toma el impulso necesario para incorporarse y posicionar el objeto. Esto puede evidenciarse en las trayectorias realizadas tanto por la cabeza como por los hombros. Se observa el movimiento ascendente de la cabeza y los hombros, mientras que las articulaciones de los codos y muñecas se trasladan tanto vertical como horizontalmente para colocar el objeto. En la Fig. 10b se

visualizan los segmentos del esqueleto en distintos instantes de tiempo al igual que en la figura 9b, en este caso se dibujaron cuatro instantes de tiempo ya que existe una mayor excursión en el movimiento. A diferencia del movimiento realizado cuando el usuario levantaba el objeto liviano, en este movimiento se observa el desplazamiento de todos los segmentos incluidos el segmento que se corresponde al tronco.

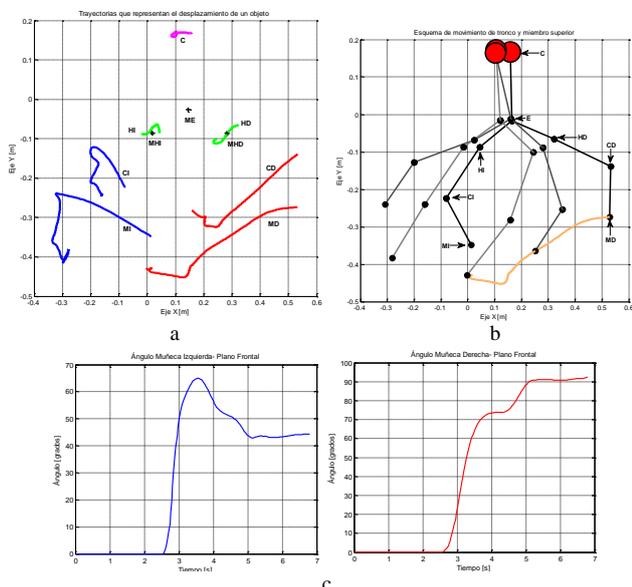


Fig. 9 (a) Trayectoria de articulaciones, (b) Movimiento de tronco y miembro superior. C: Cabeza, ME: Valor medio de Esternón, HI: Hombro Izquierdo, MHI: Valor medio de Hombro Izquierdo, CI: Codo Izquierdo, MI: Muñeca Izquierda, HD: Hombro Derecho, MHD: Valor medio de Hombro Derecho, CD: Codo Derecho, MD: Muñeca Derecha. En color: trayectoria realizada por la muñeca derecha. c) Excursiones angulares de muñeca derecha en rojo y en azul muñeca izquierda.

En este simple experimento en los 10 usuarios se observó que cuando debían trasladar el objeto con peso partían de la posición inicial, aumentaban la altura y luego se acomodaban para trasladar el objeto a la posición final que estaba a una menor altura.

Además, se observa que en esta tarea se produce un acompañamiento del tronco que en el primer movimiento no se observa, esto es coherente ya que para trasladar objetos con mayor peso deben colaborar en el movimiento mayor cantidad de músculos para el traslado y mantenimiento del equilibrio y la postura. Con estos datos obtenidos se pueden calcular las excursiones máximas de traslación de las diferentes articulaciones que intervienen en el movimiento. En este caso en el plano frontal, pero también de ser necesario podemos visualizar estos movimientos en un plano sagital y coronal, con lo cual tendríamos una proyección completa del movimiento en el espacio 3D. También se pudo visualizar en los movimientos de los usuarios cuando trasladaban el objeto de menor peso una mayor desincronización en los miembros realizando trayectorias diferentes de las articulaciones de los distintos miembros, en cambio en los movimientos donde el objeto tenía peso el movimiento de ambos brazos tiene mayor sincronización, que se visualizan en trayectorias similares entre las articulaciones de distintos brazos.

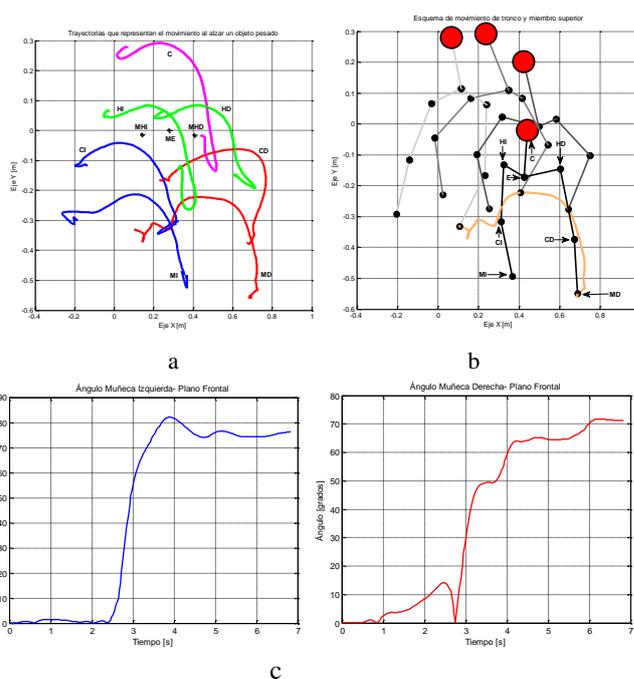


Fig. 10 (a) Trayectoria de articulaciones, (b) Movimiento de tronco y miembro superior. C: Cabeza, ME: Valor medio de Esternón, HI: Hombro Izquierdo, MHI: Valor medio de Hombro Izquierdo, CI: Codo Izquierdo, MI: Muñeca Izquierda, HD: Hombro Derecho, MHD: Valor medio de Hombro Derecho, CD: Codo Derecho, MD: Muñeca Derecha. En color: trayectoria realizada por la muñeca derecha. c) Excursiones angulares de muñeca derecha en rojo y en azul muñeca izquierda

Otra medida de interés son los ángulos en las excursiones de las articulaciones de la muñeca proyectado en el plano frontal como se visualizaron en la Fig. 9c y 10c. Las posiciones angulares de cada articulación son de interés debido a que para realizar una tarea determinada y no lesionarse se puede determinar la postura correcta de la articulación con su valor angular. En las excursiones angulares de muñeca que se observan en las Fig. 9c y 10c, se puede analizar que la variación en la amplitud angular coincide con el movimiento de la misma. Por lo tanto en caso de la MI en la Fig. 9a, se observa como el movimiento de la misma no es suave y en la excursión angular se visualiza un sobreimpulso para luego descender al valor final. Esto puede producir una alteración en la postura que puede ocasionar una lesión. En cambio, en la Fig. 9c de la MD la excursión angular es suave y aumenta de manera continua y creciente, lo cual se condice con la trayectoria lograda en la Fig. 9a. En la Fig. 10c en este caso se visualiza al principio de la excursión angular de la MD unos picos de amplitud pequeña pero el ángulo aumenta y luego disminuye de manera abrupta, esto mismo se refleja en el comienzo de la trayectoria en la Fig. 10a. Por lo tanto, estas pequeñas alteraciones en movimiento deberían de alguna manera cuidarse ya que en ésta tarea se le agrega peso, y esto también puede producir lesiones.

D. Conclusiones

El presente trabajo presenta el desarrollo de un software que determina las trayectorias, posiciones y excursiones angulares de los movimientos realizados por el miembro superior. Esto puede ser aplicado en diferentes ámbitos de investigación y/o trabajo, en donde se requiera la evaluación de los movimientos del miembro superior de las personas.

El software utiliza como sensor de entrada el sensor Kinect®, el cual es ampliamente utilizado ya que presenta

buenas características de medición con respecto a la precisión de seguimiento de objetos y es de bajo costo.

Se obtuvieron las excursiones angulares de cada articulación, las mismas son de interés ya que cada movimiento tiene excursiones máximas a realizar, por lo tanto, los ángulos son métricas de interés en la evaluación y análisis de los movimientos articulares. El valor de los ángulos calculados fue validado en este trabajo y se obtuvo niveles de precisión aptos para evaluaciones funcionales, ocasionando errores de medición menores a 2°.

El procesamiento de los datos es necesario para visualizar las trayectorias en las gráficas, de manera continua y suavizada sin perder el comportamiento de cada articulación al realizar el movimiento, para extraer la información necesaria para su análisis y evaluación. Cabe resaltar que se puede trabajar analizando el comportamiento del movimiento realizado en los tres planos, lo que brinda una información global del movimiento.

Por último, se puede visualizar cada movimiento como una trayectoria o con un esqueleto de segmentos, esta última herramienta puede brindar al especialista que realiza el análisis y evaluación una visualización más real de la ejecución del movimiento. De la comparación de las distintas trayectorias del movimiento del miembro superior al realizar las dos tareas, podemos extraer parámetros de análisis de los movimientos. En primer lugar, es que las personas cuando trasladamos objetos con peso, existe una participación activa del tronco en el movimiento, por tal motivo hay que centrar la atención en este tipo de tarea ya que una mala posición del tronco puede llevar a lesiones de columna. Otro análisis de interés es que las personas realizan movimientos diferentes con cada miembro en el traslado de objetos de peso liviano, y cuando el peso es mayor el movimiento de las articulaciones entre los distintos miembros es bastante similar.

TRABAJOS FUTUROS

Se debe seguir validando el cálculo de los ángulos realizado con Kinect®, con otras técnicas y herramientas de sensado y mayor número de usuarios para poder llegar a utilizarse como herramienta de uso clínico. Además, se realizó la migración a otra plataforma y está en proceso de registro.

AGRADECIMIENTOS

El presente trabajo fue realizado por investigadores y becarios de CONICET, como así también con subsidios de proyectos de la UNSJ.

REFERENCIAS

- [1] B. Lange, C.-Y. Chang, E. Suma, B. Newman, A. Rizzo, and M. Bolas. Development and evaluation of low cost game-based balance rehabilitation tool using the Microsoft kinect sensor. pages 1831-1834, 2011. ISSN 1557-17
- [2] M. Abdur Rahman, A. M. Qamar, M. A. Ahmed, M. Ataur Rahman, and S. Basalamah. Multimedia interactive therapy environment for children having physical disabilities. In Proceedings of the 3rd ACM conference on International conference on multimedia retrieval, ICMR '13, pages 313-314. ACM, New York, NY, USA, 2013. ISBN 978-1-4503-2033-7. URL <http://doi.acm.org/10.1145/2461466.2461522>
- [3] Ting-Yang L, Chung-Hung H, Jiann-Der L. A Kinect-based system for physical rehabilitation: Utilizing Tai Chi exercises to improve movement disorders in patients with balance ability. In: 2013 7th Asia Modelling Symposium (AMS). New York: IEEE; 2013: 149-153.
- [4] M. Abdur Rahman, A. M. Qamar, M. A. Ahmed, M. Ataur Rahman, and S. Basalamah. Multimedia interactive therapy environment for children having physical disabilities. In Proceedings of the 3rd ACM conference on International conference on multimedia retrieval, ICMR '13, pages 313-314. ACM, New York, NY, USA, 2013. ISBN 978-1-4503-2033-7. URL <http://doi.acm.org/10.1145/2461466.2461522>.
- [5] A. Bigdelou, T. Benz, L. Schwarz, and N. Navab. Simultaneous categorical and spatio-temporal 3d gestures using kinect. In 3D User Interfaces (3DUI), 2012 IEEE Symposium on, pages 53-60, 2012.
- [6] L. Gallo, A. P. Placitelli, and M. Ciampi. "Controller-free exploration of medical image data: Experiencing the Kinect.", in Proc. IEEE International Symposium on Computer-Based Medical Systems (CBMS' 2011), June 2011, pp. 1 -6.
- [7] V. V. Nguyen and J.-H. Lee. Full-body imitation of human motions with kinect and heterogeneous kinematic structure of humanoid robot. In System Integration (SII), 2012 IEEE/SICE International Symposium on, pages 93-98, 2012.
- [8] D. Xu, Y.-L. Chen, C. Lin, X. Kong, and X. Wu. Real-time dynamic gesture recognition system based on depth perception for robot navigation. In Robotics and Biomimetics (ROBIO), 2012 IEEE International Conference on, pages 689-694, 2012.
- [9] D. Alexiadis, D. Zarpalas, and P. Daras. Real-time, full 3-d reconstruction of moving foreground objects from multiple consumer depth cameras. Multimedia, IEEE Transactions on, 15(2):339-358, 2013. ISSN 1520-9210.
- [10] W. Jia, W.-J. Yi, J. Saniie, and E. Oruklu. 3d image reconstruction and human body tracking using stereo vision and kinect technology. In Electro/Information Technology (EIT), 2012 IEEE International Conference on, pages 1-4, 2012. ISSN 2154-0357.
- [11] C. Martin, D. Burkert, K. Choi, N. Wiczorek, P. McGregor, R. Herrmann, and P. Beling. A real-time ergonomic monitoring system using the microsoft kinect. In Systems and Information Design Symposium (SIEDS), 2012 IEEE, pages 50-55, 2012.
- [12] H. Haggag, M. Hossny, S. Nahavandi and D. Creighton, "Real Time Ergonomic Assessment for Assembly Operations Using Kinect," Computer Modelling and Simulation (UKSim), 2013 UKSim 15th International Conference on, Cambridge, 2013, pp. 495-500. doi: 10.1109/UKSim.2013.105
- [13] Abhijit Jana, "Kinect for Windows SDK Programming Guide". ISBN 978-1-84969-238-0.