

# Herramienta de Asistencia en el Diagnóstico de la Movilidad Articular en 3D

## Software for Assisted Diagnostic of Joint Motion in 3D

Augusto E. Salazar, MSc., William A. Castrillón, Ing., Flavio Prieto., PhD.  
Departamento de Ingeniería Eléctrica, Electrónica y de Computación  
Universidad Nacional de Colombia - Sede Manizales  
{aesalazarj, wacastrillonh, faprieto}@unal.edu.co

Recibido para revisión 28 de Noviembre de 2007, aceptado 14 de Febrero de 2008, versión final 28 de Febrero de 2008

**Resumen**—Este trabajo muestra el desarrollo de un sistema para la medición automática 3D, de la amplitud de la movilidad articular orientado al análisis de su funcionalidad. El sistema cuenta con una aplicación cliente servidor, permitiendo que las evaluaciones se hagan de forma remota sobre internet. La automatización se logró gracias a la incorporación de técnicas de procesamiento digital de imágenes y técnicas de reconstrucción 3D a partir de múltiples vistas. Se procesan imágenes extraídas de secuencias de video filmadas con dos cámaras Web. La herramienta desarrollada requiere de la colocación de un marcaje en las extremidades a ser evaluadas. Los resultados muestran que el sistema posee una precisión adecuada. El sistema también está en capacidad de reconstruir automáticamente la trayectoria de las articulaciones en 3D.

**Palabras Clave**— visión artificial, reconstrucción 3D, movilidad articular, medición automática, evaluación remota.

**Abstract**— In this paper we depict a system which is capable of automatic 3D measurement of motion oriented to functional analysis of the joints. The system was developed in a client-server scheme, enabling the remote evaluation based on data transmitted over the internet. The core functionality of the system relies in artificial vision and multiple view 3D model reconstruction. The implementation uses a couple of webcams configured to grab video sequences of the operating environment, and a set of markers located in specific key points on the limbs. We show that the system is capable of reliable, fully automatic motion estimation of the joints in 3D.

**Keywords**— artificial vision, 3D reconstruction, joint motion, automatic measure, remote monitoring.

### I. INTRODUCCIÓN

Al interior de las terapias de rehabilitación de los pacientes con secuelas de quemaduras, surgió la necesidad de incorporar mecanismos de evaluación, que contribuyan al mejoramiento en la calidad del diagnóstico, teniendo como objeto la solución de dos grandes problemas: subjetividad en el diagnóstico y ampliación de la cobertura. En principio parecen dos problemas aislados y en principio excluyentes, ya que la objetividad del diagnóstico implica la inclusión de recurso humano altamente calificado, lo que lleva a un incremento en el costo de las terapias, reduciendo la posibilidad de que la cobertura sea ampliada.

Un grupo de profesionales de la salud, preocupados por esta problemática, recurrieron a la ayuda de los profesionales en ingeniería, y en conjunto, elaboraron una propuesta de investigación de la cual se deriva el desarrollo de este trabajo. El proyecto se enfoca en el desarrollo de una aplicación que optimice el par objetividad-costo, con base en la automatización de los procedimientos de evaluación por medio de técnicas de visión artificial, logrando de esta manera, llegar a más personas con la calidad requerida.

Una vez identificados los problemas presentes durante la evaluación, se desarrollaron los procesos con base en técnicas de procesamiento digital de imágenes, con las cuales se logra la extracción automática de las coordenadas del marcaje corporal que se coloca en las extremidades del paciente. El marcaje es colocado con el fin de restringir el espacio de búsqueda, y de esta manera, eliminar consideraciones en la estimación de la magnitud del ángulo, que hacen que los resultados no sean confiables.

El sistema desarrollado está en capacidad de realizar medición 3D, reconstrucción 3D de la trayectoria de las extremidades.

Adicionalmente, se cuenta con una aplicación cliente servidor orientado al tratamiento remoto de los pacientes. Para la medición se trabaja con imágenes extraídas de secuencias de video tomadas con una cámara WEB.

En primera instancia se debe comprender qué es y cómo se realiza la evaluación de la movilidad articular, y de esta manera conocer la magnitud del problema que se quiere solucionar, los alcances y las limitaciones con base en las metodologías actuales de evaluación y las falencias que estas presentan, enfocándose principalmente en la no objetividad del diagnóstico, que finalmente es lo que justifica la realización de este trabajo. Esto se expone en la Sección II. La Sección III muestra como la ingeniería ha contribuido en el desarrollo de procedimientos útiles en el campo de la medicina. Las características y requerimientos del sistema propuesto en este trabajo se encuentran en la Sección IV. La Sección V exhibe los procedimientos mediante los cuales se logra la automatización del proceso de medición en 3D. El esquema de funcionamiento de la aplicación cliente servidor es ilustrado en la Sección VI. Los resultados se presentan en la Sección VII. Finalmente se hace una discusión acerca de los resultados y se exponen las conclusiones.

## II. ANÁLISIS FUNCIONAL DE LAS ARTICULACIONES

La medición de la amplitud de la movilidad articular (AMA) es una importante habilidad clínica en la práctica de la fisioterapia; constituyendo uno de los parámetros fundamentales a la hora de la evaluación física del paciente con un trastorno músculo-esquelético, neurológico o integumentario. Los métodos usados para evaluar la amplitud de movimiento se basan en los principios del proceso evaluativo, de la función articular y del movimiento.

La AMA se evalúa para determinar el rango o la cantidad de movimiento posible en una articulación. La elección del instrumento utilizado depende de: el grado de precisión que se requiera, el tiempo y los recursos de los que disponga el fisioterapeuta. Las radiografías, las fotografías, el electrogoniómetro, el flexómetro, entre otros, permiten conseguir una medición objetiva, válida y fiable de la amplitud de movimiento, pero no siempre pueden practicarse en el ambiente clínico. Sin embargo, el goniómetro universal (ver Figura 1) es la herramienta que se utiliza con más frecuencia para medir la AMA. Está compuesto por dos brazos, con un indicador en uno de ellos y una escala transportadora de  $180^\circ - 360^\circ$  en el otro.

La medición con goniómetro implica el cuidado de los siguientes parámetros: colocación, determinación del eje de movimiento, fijación de uno de sus brazos y movilidad del otro, y lectura de la magnitud de la escala métrica del mismo. Estas características, hacen que el proceso de medición sea muy sensible a errores humanos, lo cual dificulta la garantía de un

diagnóstico objetivo y por ende imposibilita a los especialistas de realizar un seguimiento adecuado de la evolución de la recuperación.

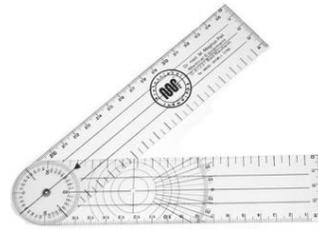


Fig. 1. Goniómetro.

Otro aspecto importante para mencionar son los grados de libertad que posee el goniómetro, limitándolo únicamente a mediciones en 2D, impidiendo determinar si los movimientos realizados son puros (paralelo a los planos sagital, frontal y transversal (ver Figura 2 [1])), o si por el contrario son el resultado del movimiento de más de una articulación (compensación).

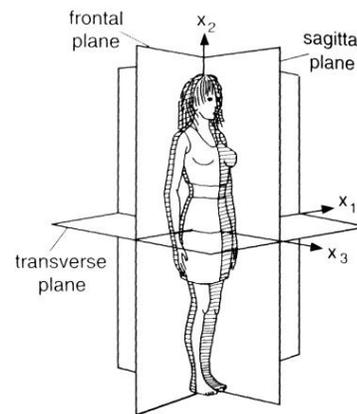


Fig. 2. Planos y ejes del cuerpo humano. Tomado de [1].

Como se puede apreciar, aunque existen herramientas validadas para la evaluación de la AMA que ofrecen la precisión requerida, no cuentan con la suficiente robustez a la manipulación humana, evidenciando otro gran problema: la necesidad de que un especialista esté presente durante la evaluación. Esto se convierte en un inconveniente teniendo en cuenta que gran parte de los pacientes habitan en zonas rurales, donde no se cuenta con los recursos necesarios para brindarles una atención adecuada.

Lo expuesto anteriormente propone un doble objetivo, además de solucionar el problema de la no objetividad de la medición de la AMA, se debe brindar la posibilidad de realizar el diagnóstico en forma remota.

## III. LA INGENIERÍA EN EL ANÁLISIS Y LA SÍNTESIS DEL MOVIMIENTO HUMANO

El primer problema a resolver es la sensibilidad de la medición debido a la intervención humana. Una de las alternativas de solución se encuentra en la incorporación de la visión artificial

(VA) al interior de las terapias de rehabilitación y/o control.

La VA se ha utilizado en aplicaciones médicas, pero generalmente se ha orientado al tratamiento estético [2 - 5] y muy poco a la rehabilitación funcional [6]. Por otro lado, el avance en las técnicas para la captura y síntesis de movimiento humano, ha sido realmente significativo durante la última década. El interés se ha centrado en sistemas multi-vista que utilizan reconstrucción 3D previa al rastreo. La técnica más común es la de reconstruir la forma a partir de la silueta, conocida como *visual-hull* [7]. En [8] se ajustan elipsoides a una colección de vóxeles que describen el espacio ocupado por el sujeto rastreado. En [9] se extiende el modelo mencionado anteriormente incorporando un modelo cinemático, pero el resultado es una elevada carga computacional. Una combinación de reconstrucción con rastreo 2D es utilizada en [10] para controlar un modelo de dos capas. En [11] se adopta un sistema de jerarquía que usa la descripción de la densidad de partículas para ajustar un modelo sobre datos 3D y emplea un *octree* para construir el *visual-hull*. Otro método relevante, en lo que se refiere a reconstrucción 3D, es el de refinamiento y alineación del *visual-hull* temporal propuesto en [12].

Aunque el avance ha sido significativo, debido a lo ambicioso que resulta la síntesis del movimiento humano, los sistemas arriba referenciados, poseen una limitante: la precisión. Estos métodos han resultado de gran utilidad en campos como la animación, realidad virtual, realidad aumentada, entre otros; donde lo fundamental es el entretenimiento.



(a) Mecánicos



(b) Infrarrojos

Fig. 3. Sistemas comerciales. Tomado de [17].

Sin embargo existe otro tipo de sistemas muy precisos y que ofrecen la posibilidad de medir la AMA de cualquiera de las articulaciones [13 - 17]. La clave de estos sistemas (disponibles en el mercado), se encuentra en la utilización de sensores colocados en las diferentes partes del cuerpo, los cuales pueden ser: mecánicos, eléctricos, magnéticos, infrarrojos, etc. (ver Figura 3 [17]). Estos sistemas son muy costosos y adicionalmente, la colocación de los sensores es dispendiosa.

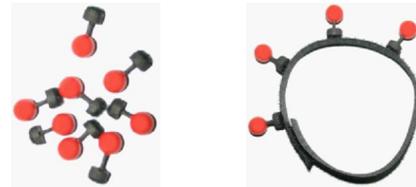
Se tienen entonces dos alternativas: técnicas de VA (sacrificando precisión), ó sensores (haciendo una inversión considerable).

#### IV. SISTEMA PROPUESTO: CONDICIONES DE OPERACIÓN

Lo planteado en la sección anterior, vislumbra la viabilidad de un sistema que utilice VA, para registrar el movimiento de unos marcadores colocados en la extremidad a la cual se le quiera determinar la AMA. Con esto se elimina el problema del costo de los sensores y se agrega la característica de guardar registro fotográfico de las evaluaciones, lo cual resulta de gran utilidad en el campo de la epidemiología.

##### A Marcaje corporal

Los lineamientos establecidos para la evaluación de la movilidad articular son la base para el diseño del marcaje. Este debe ofrecer la posibilidad de que al proyectarse sobre un plano (sin importar desde donde se observe), la forma del contorno de la imagen resultante sea la misma (debido a que se trabaja con el centro de masa). Se diseñaron marcadores esféricos de color rojo (ver Figura 4(a)), los cuales son colocados sobre unas cintas de velcro que pueden ser unidas por uno de sus extremos (ver Figura 4(b)). La Figura 5 muestra como son colocados los marcadores para realizar una evaluación de flexión de codo (posición final).



(a)

(b)

Fig. 4. Marcadores utilizados.



Fig. 5. Colocación del marcaje.

Cabe anotar que el costo del marcaje es bastante bajo, lo que implica que podrían ser desechables, resultando muy convenientes en un ámbito clínico, donde no se deben descartar los riesgos biológicos.

### B. Dispositivos de adquisición

En este punto, siguiendo la premisa del bajo costo, se decide trabajar con imágenes provenientes de secuencias de video adquiridas con cámaras Web, cuyas características se describen a continuación:

- Tipo de sensor CCD.
- Resolución 640x480 (1.3 megapíxeles con interpolación).
- Formatos de archivo: AVI y MPEG.
- Velocidad de adquisición VGA 12-15fps.
- Enfoque manual.

La Figura 6 muestra una fotografía de la cámara utilizada en este trabajo.



Fig. 6. Cámara Web utilizada.

### C. Geometría y condiciones de adquisición

El sistema utiliza dos cámaras que son posicionadas de tal forma que los puntos que se quieren rastrear sean visibles en las dos cámaras. La ubicación de las cámaras depende del patrón de calibración que se esté utilizando. En este trabajo se emplea un patrón compuesto por dos planos ortogonales (ver Figura 7), debido al ángulo que forman los planos, las cámaras no pueden ser puestas de tal manera que sus ejes principales sean paralelos o perpendiculares a uno de los planos del patrón, ya que en ambos casos no sería visible la superficie de uno de los planos. El ángulo en el cual pueden ubicarse las cámaras está entre  $60^\circ$  y  $80^\circ$ , pues tampoco se recomienda que el ángulo sea pequeño, para no limitar el campo visual. La Figura 8 muestra cómo deben ser colocadas las cámaras.

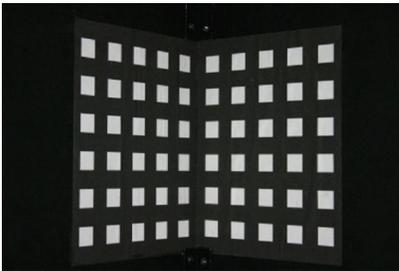


Fig. 7. Patrón de Calibración.

Por otro lado, teniendo en cuenta que en la mayoría de casos la infraestructura no se puede adecuar al sistema, este se adapta a las condiciones locales, dado que los parámetros de iluminación, mobiliario, fondo y área, son definidos por el usuario, permitiendo que: *i*) las tomas puedan ser realizadas en cualquier consultorio, *ii*) no se requieran fuentes de iluminación especializada y *iii*) el fondo pueda ser no homogéneo.

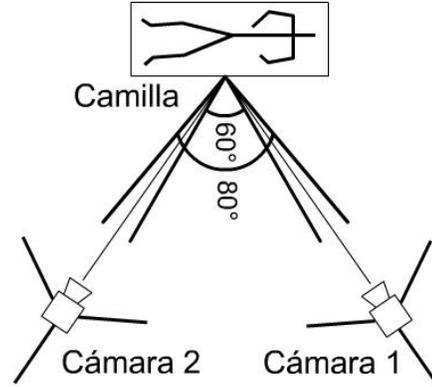


Fig. 8. Geometría de adquisición.

## V. SISTEMA PROPUESTO: AUTOMATIZACIÓN DE LA MEDICIÓN EN 3D

Una vez definidas las características del sistema, queda por definir los procedimientos mediante los cuales se obtiene la magnitud del ángulo con una mínima intervención humana. Para esto se emplean técnicas de procesamiento digital de imágenes, con las cuales se determina la posición de los marcadores en cada una de las imágenes tomadas. Posteriormente, las coordenadas de los centros de masa de los marcadores son utilizadas para la obtención de la posición en el espacio 3D de los marcadores, utilizando geometría epipolar. Finalmente, se trazan los vectores con los cuales se determina la magnitud de la AMA.

### A. Sincronización

Puesto que las imágenes con las que se trabaja provienen de secuencias de video, se debe garantizar que estas estén sincronizadas. Esto no es posible ya que las cámaras están conectadas al mismo computador a través del puerto USB, lo que implica que las imágenes son tomadas en instantes de tiempo diferente y por lo tanto los videos no están sincronizados. Sin embargo, es posible sincronizar las secuencias, gracias a que la aplicación de captura genera un vector con los tiempos en los cuales fueron tomados cada uno de los cuadros. El procedimiento propuesto para sincronización de los videos es presentado en el Algoritmo 1.

Con base en el Algoritmo 1, es posible corregir los errores de sincronización, eliminando aquellos cuadros adicionales que introducen desfases entre las secuencias. Esto siempre y cuando el proceso no afecte la reconstrucción del movimiento, por pérdida de información (lo cual puede ser interpretado como una oclusión). Lo anterior se puede evitar tomando como

referencia el valor máximo de tiempo que transcurre entre las capturas, para hacer un nuevo muestreo de la secuencia de imágenes con base en la información de los tiempos de captura, y teniendo en cuenta que la información resultante sea suficiente para hacer una reconstrucción adecuada del movimiento.

#### Algoritmo 1 Sincronización de las secuencias de video.

**Requiere:** dos cámaras conectadas por el puerto USB.  
 $f$ : número de cuadros a adquirir.

**Salida:** dos secuencia de video sincronizadas.

**Paso 1** Iniciar la adquisición.

**Paso 2** Obtener y almacenar la secuencia de video con la información de los tiempos de adquisición  $t_k$ , relativos a cada uno de los  $f$  cuadros.

**Paso 3** Calcular el desfase  $\Delta t_k = t_{k2} - t_{k1}$  (ver Figura 9)), entre las dos secuencias de video.

**Paso 4** Obtener la posición  $s$  del cuadro donde las secuencias se sincronizan según el valor  $\Delta t_k$ .

**Paso 5** Determinar el grado de sincronización de acuerdo con las diferencias de tiempos de adquisición entre cada cuadro, de la siguiente forma:

**Para**  $i = 1$  hasta  $i = f - s$  **Haga**

5.1 Calcular  $\Delta t_{1ki} = t_{1k(i+1)} - t_{1ki}$  (ver Figura 10).

5.2 Hallar el cuadro  $t_{2kn}$  más cercano, de tal forma que la diferencia en los tiempos de adquisición no supere a  $\Delta t_{1ki}/2$ .

**Nota:** si encuentra más de un cuadro  $t_{2kn}$ , en este intervalo, se selecciona aquel cuya diferencia de tiempo sea la menor y los demás son descartados. Si por el contrario no encuentra ningún  $t_{2kn}$ , el cuadro  $t_{1ki}$ , debe ser descartado (ver Figura 11).

**Fin Para**

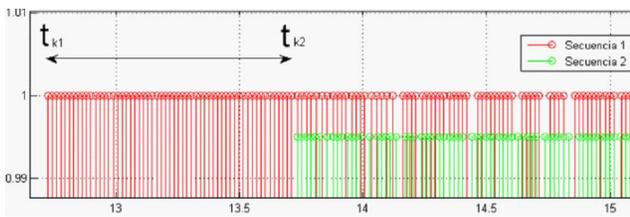


Fig. 9. Secuencias no sincronizadas.

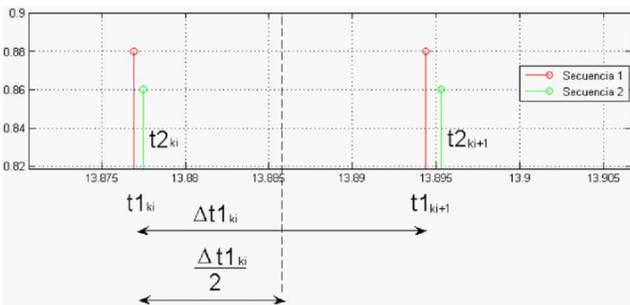


Fig. 10. Tiempos para la sincronización de las secuencias.

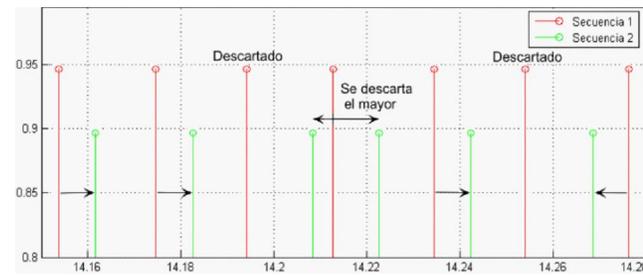


Fig. 11. Casos que se deben evaluar al sincronizar dos secuencias de video.

## B Segmentación

Al tener la garantía de que las secuencias de video están sincronizadas, se puede entonces comenzar con el proceso de segmentación del marcaje. Para esto se utilizan los procedimientos propuestos en [18], de los cuales se obtienen las regiones  $\Omega_{ml}$ , correspondientes al marcaje corporal. No obstante, estos algoritmos fueron diseñados para trabajar con imágenes de alta calidad, y al ser probados sobre las imágenes de las cámaras Web utilizada en este trabajo, el desempeño cae considerablemente. Para solucionar esto, se debe agregar una etapa de realce de contraste. El objetivo de esta fase de procesamiento es lograr que lo rojo se vea realmente rojo. Se parte del conocimiento a priori del color del marcaje (rojo), por lo tanto, cuando estos son analizados sobre las imágenes, deben conservar la característica de color.

La Figura 12 muestra dos imágenes de la misma escena adquiridas simultáneamente, es evidente la variación de la respuesta de los sensores de las cámaras. El análisis se enfoca sobre las regiones del marcaje, las Figuras 12(c) y 12(d) muestran como se ve un mismo marcador en cada una de las cámaras.

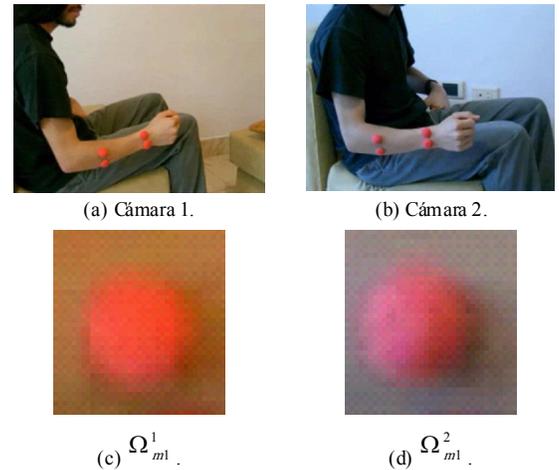
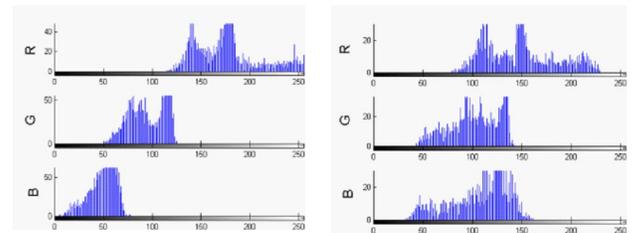


Fig. 12. Diferencias en las adquisición simultánea

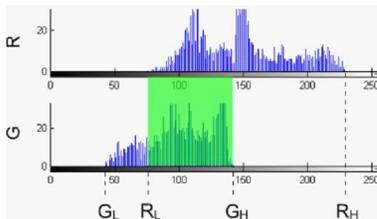
Al analizar el histograma mostrado en la Figura 13(a) se puede concluir que hay una(s) región(es) donde predomina el color rojo y con un alto contraste sobre los otros dos colores, pero si se analiza el histograma mostrado en la Figura 13(b) no se llega a las mismas conclusiones.



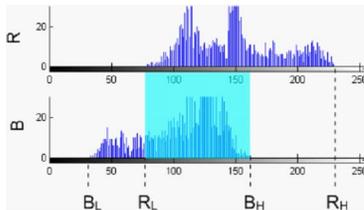
(a) Histograma de  $\Omega_{m1}^1$ . (b) Histograma de  $\Omega_{m1}^2$ .

Fig. 13. Histogramas.

La estrategia diseñada para ajustar los valores de intensidad en las regiones donde está ocurriendo el traslape, pretende lograr un mejor contraste en las regiones rojas. La Figura 14 muestra los valores utilizados para ajustar los histogramas de las imágenes.  $R_L, R_H, G_L, G_H, B_L$  y  $B_H$  corresponden a los límites inferior y superior de cada uno de los canales de color respectivamente. El problema radica en la selección adecuada de estos valores. La solución se encuentra en el origen mismo del conflicto. En primera instancia se deben extraer las regiones que se consideran deben ser rojas, para esto se analizan los histogramas de cada una de las regiones  $\Omega_{mi}$  obtenidas mediante los algoritmos planteados en [18] y de aquí se seleccionan los valores de los límites inferior y superior. El proceso completo está descrito en el Algoritmo 2.



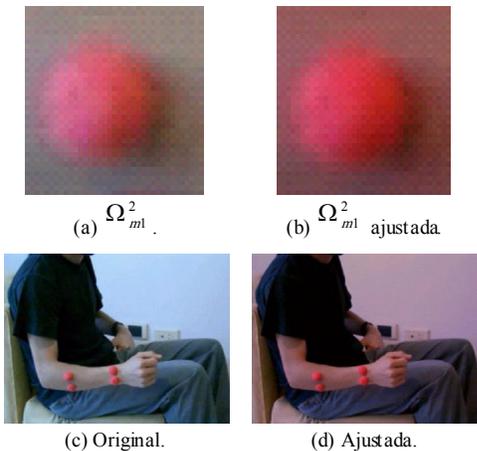
(a) Rojo con verde.



(b) Rojo con azul.

Fig. 14. Zonas de traslape.

En la Figura 15 se muestra una imagen de una de las regiones  $\Omega_{mi}$  antes y después del ajuste, al analizar el histograma de la imagen ajustada (ver Figura 16), se verifica la eliminación del solapamiento de los canales de color.



(c) Original. (d) Ajustada.  
 Fig. 15. Resultado del ajuste.

**Algoritmo 2** Ajuste de imagen.

**Requiere:**  $n_m$ : cantidad de regiones  $\Omega_{mi}$ .  
 $I_{R_i}$ : imagen con las  $n_m$  regiones  $\Omega_{mi}$ .  
 $T_c$ : porcentaje de aceptación para los valores de los histogramas.

**Salida:**  $I_{AA}$ : imagen ajustada.  
 $R_L, R_H, G_L, G_H, B_L$  y  $B_H$ : valores con los cuales se realizó el ajuste.

**Inicializar:**  $min(1 \dots 3) = 256$   
 $max(1 \dots 3) = -1$

**Paso 1**

**Para**  $i = 1$  hasta  $i = n_m$  **Haga**

**Para**  $j = 1$  hasta  $j = 3$  **Haga**

1.1 Obtener el histograma  $Hist_j^i$ .

1.2 Calcular  $M_j^i = T_c sup \{Hist_j^i\}$ .

1.3 Hacer cero los valores de  $Hist_j^i < M_j^i$ .

1.4 Encontrar  $min_t = min \{Hist_j^i\}$  y  $max_t = sup \{Hist_j^i\}$ .

1.5

**Si**  $min_t < min(j)$  **Entonces**

$min(j) = min_t$ .

**Fin Si**

**Si**  $max_t > max(j)$  **Entonces**

$max(j) = max_t$ .

**Fin Si**

**Fin Para**

**Fin Para**

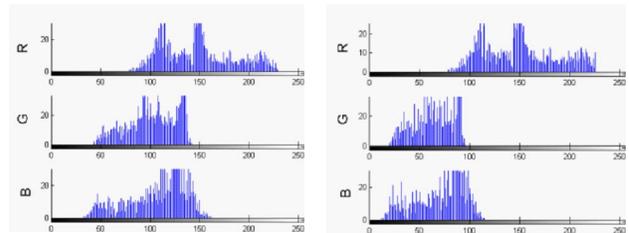
**Paso 2** Hacer  $R_L = min(1), G_L = min(2), B_L = min(3), R_H = max(1), G_H = max(2)$  y  $B_H = max(3)$ .

**Paso 3** Obtener  $I_{AA}(G) = \alpha_G + \beta_G I_{R_i}$  y  $I_{AA}(B) = \alpha_B + \beta_B I_{R_i}$ , donde

$$\alpha_G = \frac{0.1G_L G_H - R_L G_L}{G_H - G_L} \quad \text{y} \quad \alpha_B = \frac{0.1B_L B_H - R_L B_L}{B_H - B_L}$$

$$\beta_G = \frac{R_L - 0.1G_L}{G_H - G_L} \quad \text{y} \quad \beta_B = \frac{R_L - 0.1B_L}{B_H - B_L}$$

**Nota:** el canal rojo de  $I_{AA}$  es el mismo de la imagen de entrada  $I_{R_i}$ .



(a) Histograma de  $\Omega_{mi}^2$ . (b) Histograma de  $\Omega_{mi}^2$  ajustado.

Fig. 16. Eliminación del traslape.

**C. Reconstrucción 3D**

Actualmente, los métodos de reconstrucción 3D están ampliamente desarrollados, a la hora de seleccionar alguno las alternativas son numerosas. Para este trabajo se decidió utilizar un método de reconstrucción estéreo (múltiples vistas), que ofrece grandes ventajas en cuanto a la flexibilidad en la ubicación de las cámaras y la calibración. Todo esto, pensando en que las personas que van a manipular el sistema no tienen mucha experiencia con este tipo de herramientas. La descripción detallada de los procedimientos se encuentra en [19].

**D. Medición**

La metodología que se propone, se enfoca en el análisis individual de cada una de las articulaciones y específicamente en la determinación de la AMA, y de ser posible, en la obtención de la trayectoria entre la posición inicial y final del movimiento

a evaluar. El modelo empleado se basa en la forma como se realiza la evaluación de la AMA utilizando el goniómetro, es decir, se establece una referencia determinada por la posición inicial del movimiento y posteriormente se realiza la medición respecto a la misma referencia, pero con la extremidad en la posición final del movimiento. Con respecto al rastreo, se emplean los mismos parámetros con los cuales se realiza la medición, la única diferencia es que se obtienen en varios instantes de tiempo entre la posición inicial y final, y de esta manera es posible trazar la curva del movimiento de la extremidad, permitiendo así identificar compensaciones.

El problema consiste en encontrar el ángulo formado por dos vectores  $\mathbf{v}_1$  y  $\mathbf{v}_2$ , siendo  $\mathbf{v}_1$  el vector formado por los centros de masa del marcaje colocado en el segmento de la extremidad que se mantiene fijo durante la evaluación (ver Figura 17), y  $\mathbf{v}_2$  el vector formado por los centros de masa de las regiones de marcaje en el segmento móvil de la extremidad. La magnitud del ángulo entre los dos vectores está dada por:

$$\theta = \cos^{-1} \left( \frac{\mathbf{v}_1 \cdot \mathbf{v}_2}{\|\mathbf{v}_1\| \|\mathbf{v}_2\|} \right) \quad (1)$$

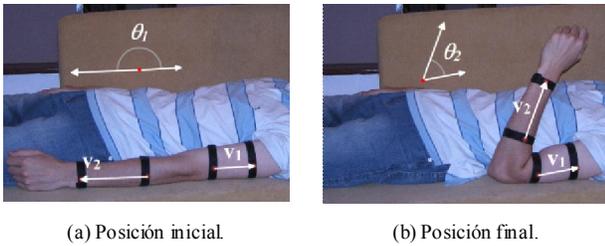


Fig. 17. Vectores para la medición 3D.

El proceso de extracción de los centros de masa, se aplica de manera independiente a las imágenes de cada una de las dos cámaras, con estos resultados y la geometría epipolar de la escena, se reconstruyen las posiciones de los puntos en el espacio, para finalmente formar los vectores utilizados en el cálculo de la magnitud del ángulo de la AMA, la cual está dada por  $\theta_r = \theta_2 - \theta_1$ .

La Figura 18 muestra los resultados de una de las pruebas realizadas, el ángulo medido con el goniómetro fue  $\theta_g = 118^\circ$  y el obtenido automáticamente fue  $\theta_a = 119.6^\circ$ . También puede notarse como el sistema está en capacidad de detectar cambios en la referencia.

Con lo expuesto en las Secciones IV y V, se ha logrado incrementar la robustez del sistema con respecto a la intervención humana. El siguiente problema a solucionar, es suministrar al sistema la capacidad de ser manejado de forma remota y de esta manera eliminar la dependencia de la presencia de un especialista durante la toma de las medidas.

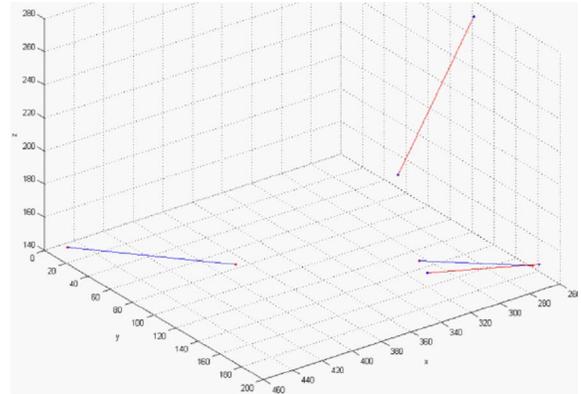


Fig. 18. Reconstrucción 3D. Posición inicial (azul). Posición final (rojo).

### VI. SISTEMA PROPUESTO: HACIA EL MONITOREO REMOTO

El sistema de diagnóstico remoto está diseñado mediante un esquema de tres capas (ver Figura 19). Lo cual permite la creación de código reutilizable, y mantiene la aplicación dentro de un modelo estándar de desarrollo de software.

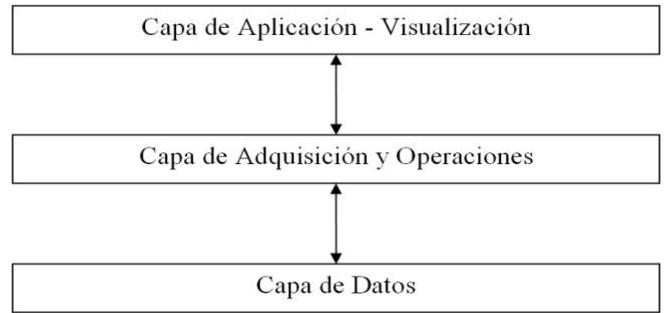


Fig. 19. Capas de la aplicación.

El esquema de funcionamiento general es mostrado en la Figura 20, está planteado mediante un sistema cliente servidor en donde el servidor es el que se ocupa de la ejecución de todos los procesos adquisición y cálculo, además de las tareas de control de la administración de la base de datos y de los clientes.

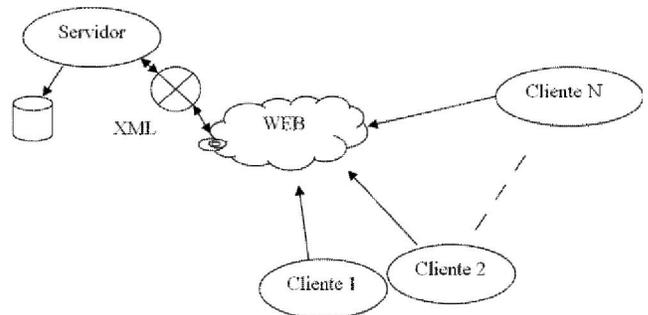


Fig. 20. Esquema de funcionamiento de la aplicación.

La aplicación cliente se configura de acuerdo al usuario (paciente o especialista) está dedicada principalmente a la visualización de los datos arrojados por el servidor, esta

aplicación además le da al cliente (especialista), la posibilidad de discutir con distintos clientes los datos que están siendo presentados por el servidor, mediante un módulo de *chat*. La aplicación cliente le permite al usuario hacer anotaciones sobre las secuencias de video y almacenarlas para su posterior visualización y análisis, esta información es almacenada dentro de la base de datos del servidor.

La aplicación cliente está pensada para ser amigable y con una interfaz gráfica rica en contenido visual y para funcionar en la Web por lo cual fue desarrollada en ADOBE FLASH™. La aplicación servidor está desarrollada en Visual C++ .NET.

## VII. RESULTADOS EXPERIMENTALES

La evaluación del desempeño de los algoritmos para la medición se realizó de diferentes maneras:

1. Se construyó un modelo de un codo (ver Figura 21), compuesto por dos segmentos unidos por una articulación con dos grados de libertad y en el cual se instalaron cuatro marcadores, que forman los vectores empleados en la medición. Se hizo un barrido desde 80° hasta 100°, variando 1°; desde 100° hasta 150°, variando 5°; y desde 150° a 180°, variando 10°; para un total de 33 imágenes. La notación utilizada para esta prueba es  $M_{s3D}$ .
2. A partir de los resultados de las pruebas de segmentación, se calcularon los ángulos con las coordenadas de los centros de masa extraídos de 50 secuencias de distintas evaluaciones de la AMA, de las cuales se tomaron 10 cuadros de cada secuencia; para un total de 500 imágenes. Las pruebas son notadas como  $M_{r3D}$ .



Fig. 21. Modelo para la evaluación de la medición 3D.

El desempeño fue evaluado comparando los resultados obtenidos de manera automática, con los resultados obtenidos manualmente. A partir del error de cada muestra (Ecuación 2), se obtiene el valor del error promedio en grados (Ecuación 3) y el error cuadrático medio (Ecuación 4).

$$\varepsilon_i = p_m - p_a \quad (2)$$

Con,  $p_m$  y  $p_a$  como las mediciones manual y automática respectivamente.

$$\langle \varepsilon \rangle = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N \varepsilon_i \quad (3)$$

$$\Delta \varepsilon = \sqrt{\frac{\sum_{j=1}^N (\varepsilon_j - \langle \varepsilon \rangle)^2}{N(N-1)}} \quad (4)$$

La Tabla 1 muestra los resultados de la determinación de la magnitud del ángulo en las diferentes pruebas.

Tabla 1. Error en la estimación de la magnitud del ángulo.

Prueba	$\langle \varepsilon \rangle [^\circ]$	$\Delta \varepsilon$
$M_{s3D}$	2.24	0.1947
$M_{r3D}$	2.84	0.2519

### A Pruebas exploratorias

De manera simultánea, aprovechando las secuencias de video, se realizaron pruebas de reconstrucción de la trayectoria. Se utiliza el mismo planteamiento de la medición en 3D, la diferencia radica en que se obtienen las posiciones en muchos más instantes de tiempo.

La Figura 22 muestra una de las reconstrucciones para el modelo del codo.

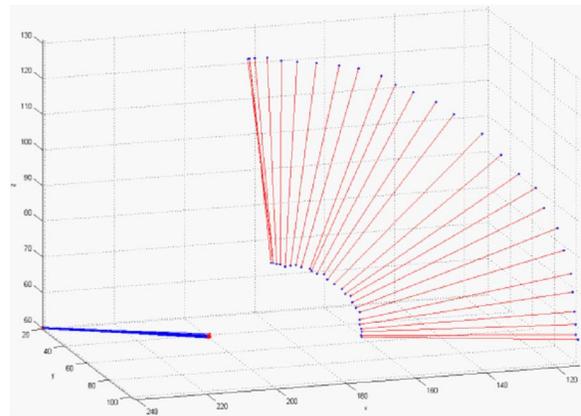


Fig. 22. Reconstrucción del movimiento para el modelo del codo.

La Figura 23 muestra los resultados de una de las reconstrucciones de la trayectoria. Nótese como la referencia (segmento azul) cambia su posición. Este cambio es la razón principal por la cual los especialistas no logran realizar medidas correctas. Este sistema permite realizar la corrección de este error en la medida final.

## VIII. DISCUSIÓN

Con base en lo mostrado en la Tabla 1, se puede decir que los métodos desarrollados poseen una precisión adecuada, pero hasta el momento de redactar este documento, no se puede discutir nada acerca de la validez del método en un ámbito médico, como posible alternativa de sustitución de los métodos convencionales de diagnóstico, ya que no se ha realizado una prueba de concordancia formal, con el propósito de determinar si las dos técnicas tienen un grado suficiente de acuerdo, para que la nueva técnica reemplace la anterior o para que las dos técnicas puedan ser intercambiables.

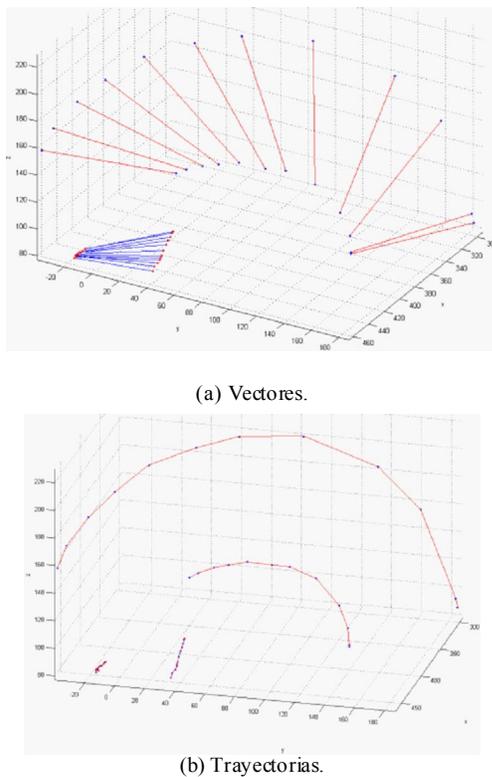


Fig. 23. Reconstrucción de la trayectoria.

El sistema de rastreo funciona correctamente siempre y cuando el marcaje sea visible durante toda la trayectoria, por lo tanto, una secuencia que no cumpla con este requisito, no podrá ser utilizada. Esta limitación se debe en primera instancia a que hasta el momento no ha sido vinculada ninguna etapa (predicción) que le permita al sistema funcionar en presencia de oclusiones y/o pérdidas de la visibilidad del punto rastreado.

Otro aspecto que contribuye a la situación mencionada anteriormente, es el número de cámaras, ya que el plano de visión está limitado a tan solo dos cámaras, y por lo general este tipo de sistemas emplean entre 3 y 8 o más cámaras. Por supuesto no se puede demeritar el alcance del sistema, pues se debe tener en cuenta que el análisis se realiza localmente sobre cada articulación, lo que implica que no sea necesaria la utilización de tantas cámaras.

Por otro lado los especialistas a los cuales se les ha solicitado poner a prueba el sistema, se muestran muy satisfechos por la facilidad de manejo, pero sobre todo por el gran potencial (en lo académico) que ofrece la aplicación al facilitar el análisis en 3D.

#### AGRADECIMIENTOS

Este trabajo se enmarca en el proyecto de investigación titulado "Diseño de una herramienta diagnóstica para el análisis funcional de personas con secuelas de quemaduras", el cual fue financiado por COLCIENCIAS.

#### REFERENCIAS

- [1] A. Tozeren. Human Body Dynamics. Springer, first edition, 2000.
- [2] Acha B. Serrano C. Roa L., Gómez-Cia T. Digital imaging in remote diagnosis of burns. Elsevier, Burns, 25:617 - 623, 1999.
- [3] J. Draaijers, L., R.-H. Tempelman, F., A.-M. Botman, Y., W. Kreis, R., Van Middelkoop, E., and P.-M. Zuijlen, P. Colour evaluation in scars: tristimulus colorimeter, narrow-band simple reflectance meter or subjective evaluation? Elsevier, Burns, 30:103 - 107, 2004.
- [4] Andrews S. M. Jones C., Wilson D. I. The reliability of digital images when used to assess burn wounds. Journal of Telemedicine and Telecare, 9(1):22 - 24, 2003.
- [5] Haslik W. Donner A. Winter W. Meissl G. Frey M. Kamolz L. P., Andel H. Indocyanine green video angiographies help to identify burns requiring operation. Elsevier, Burns, 29:785 - 791, 2003.
- [6] Sarkar S. Tsap L. V., Goldgof D. B. Nonrigid motion analysis based on dynamic refinement of finite element models. IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence, 22(5):526 - 543, 2000.
- [7] Szeliski R. Real-time octree generation from rotating objects. Technical report, Digital Equipment Corporation. Cambridge Research Lab., 1990.
- [8] Bouguet J.-Y. Holler M. Cheung K. M., Kanade T. A real time system for robust 3d voxel reconstruction of human motions. In Computer Vision and Pattern Recognition, 2:714 - 720, 2000.
- [9] Little C. Q. Luck J. P., Small D. E. Real-time tracking of articulated human models using a 3d shape-from-silhouette method. In Computer Vision and Pattern Recognition, 2002.
- [10] Schueler P. Seidel H. P. Theobalt C., Magnor M. Combining 2d feature tracking and volume reconstruction for online video-based human motion capture. In Proceedings of Pacific Graphics, pages 96 - 103, 2002.
- [11] Davis L. Borovikov E. 3d shape estimation on density driven model fitting. International Symposium on 3D Data Processing, Visualization and Transmission, 2002.
- [12] Cheung K. M. Visual Hull Construction, Alignment and Refinement for Human Kinematic Modeling, Motion Tracking and Rendering. PhD thesis, Carnegie Mellon University. Pittsburgh, Pennsylvania, 2003.
- [13] <http://www.vicon.com>.
- [14] [www.metamotion.com](http://www.metamotion.com).
- [15] [www.qualisys.com](http://www.qualisys.com).
- [16] <http://www.motionanalysis.com/>.
- [17] <http://www.inition.co.uk>.
- [18] A. Salazar, O. Cardoza, L. Salamanca, F. Prieto, and F. Álvarez. Hacia la automatización del análisis funcional de las articulaciones. Avances en sistemas e informática, 3:1 - 5, 2006.
- [19] A. Salazar, L. Sánchez, and F. Prieto. Sistema de adquisición de imágenes de rango con base en estéreo activo. DYNA, 153:301 - 311, 2007.

**Augusto Salazar.** Ingeniero Electrónico de la Universidad Nacional de Colombia, Sede Manizales, Caldas, Colombia. Obtuvo su título de Maestría en Ingeniería - Automatización Industrial en la Universidad Nacional de Colombia, Sede Manizales. Se encuentra desarrollando estudios de Doctorado en Ingeniería - Línea Automática, en la Universidad Nacional de Colombia Sede Manizales. Sus principales trabajos se han enfocado en el desarrollo de técnicas de procesamiento digital de imágenes las cuales han sido incorporadas en aplicaciones para el diagnóstico asistido de patologías relacionadas con el tejido blando del área de la boca, y la funcionalidad articular.

**William Castrillón.** Ingeniero Electrónico de la Universidad Nacional de Colombia, Sede Manizales, Caldas, Colombia. Actualmente adelanta estudios de Maestría en Ingeniería - Automatización Industrial, en la Universidad Nacional de Colombia Sede Manizales. Se especializa en

desarrollo de aplicaciones WEB.

**Flavio Prieto.** Ingeniero Electrónico de la Universidad Distrital Francisco José de Caldas, de Bogotá, Colombia. Obtuvo su título de Maestría en Ingeniería Eléctrica en la Universidad de los Andes de Bogotá, Colombia y su Doctorado en el Instituto Nacional de Ciencias Aplicadas de Lyon, Francia. Desde febrero de 2000 se vinculó al Departamento de Ingeniería Eléctrica, Electrónica y de Computación de la Universidad Nacional de Colombia Sede Manizales. Coordinó la Maestría en Ingeniería - Automatización Industrial y el Doctorado en Ingeniería - Automática, que se ofrecen en dicho departamento. Actualmente se desempeña como profesor en el área de Visión Artificial en la Universidad Nacional de Colombia Sede Manizales, y hace parte del Grupo de Investigación de Automática de la Universidad Nacional de Colombia.