

Rastreo Automático del Movimiento de Extremidades Orientado al Análisis Funcional de las Articulaciones en Pacientes con Secuelas de Quemaduras

Augusto Enrique Salazar Jiménez



Universidad Nacional de Colombia Sede Manizales
Facultad de Ingeniería y Arquitectura
Departamento de Electricidad, Electrónica y Computación
Grupo Percepción y Control Inteligente
Manizales
2007

**Rastreo Automático del Movimiento de Extremidades Orientado al Análisis
Funcional de las Articulaciones en Pacientes con Secuelas de Quemaduras**

Augusto Enrique Salazar Jiménez

Trabajo de Grado como requisito para optar al título de
Magister en Automatización Industrial

Director
Flavio Augusto Prieto Ortiz

**Universidad Nacional de Colombia Sede Manizales
Facultad de Ingeniería y Arquitectura
Departamento de Electricidad, Electrónica y Computación
Grupo Percepción y Control Inteligente
Manizales
2007**

*A la tía Eunice,
la Dra. Colombia y
el Dr. Luis Fernando...*

Índice general

Índice de figuras	IV
Índice de tablas	VII
Agradecimientos	VIII
Resumen	IX
Abstract	X
Introducción	1
1. Contexto	3
1.1. Evaluación y medición de la amplitud de la movilidad articular (AMA)	3
1.1.1. Consideraciones para la medición de amplitud de movimiento articular	4
1.1.2. Proceso de medición con el goniómetro universal	5
1.1.3. Causas de error en la medición de la AMA	7
1.2. La visión artificial en el análisis y la síntesis del movimiento humano	8
1.2.1. Antecedentes	8
1.2.2. Estado del Arte	8
2. Adquisición	11
2.1. Tipos de imágenes	11
2.2. Escenario de adquisición	11
2.3. Marcaje corporal	12
2.3.1. Marcaje para medición en 2D	13
2.3.2. Marcaje para la medición y obtención de la trayectoria en 3D	13
2.4. Dispositivos de adquisición	14
2.4.1. Cámara Digital <i>Canon EOS 300D Digital Rebel</i>	14
2.4.2. Cámara Digital <i>SAMSUNG SC-D6550</i>	15
2.4.3. Cámara Web <i>Genius VideoCAM Messenger</i>	15
2.5. Geometría de adquisición	16
2.5.1. Adquisición para la medición en 2D	16
2.5.2. Adquisición para la medición y rastreo en 3D	17
2.5.3. Adquisición para análisis de postura	19
2.6. Sincronización de la adquisición	19
3. Procesamiento digital de imágenes	24

3.1.	Eliminación de fondo	25
3.2.	Segmentación del marcaje	27
3.3.	Ajuste del contraste	30
3.4.	Evaluación del desempeño	32
3.4.1.	Evaluación de la segmentación	33
3.4.2.	Evaluación de la ubicación de los centros de masa	34
3.4.3.	Pruebas realizadas	34
3.4.4.	Resultados	35
3.5.	Metodología de segmentación	36
4.	Reconstrucción 3D	38
4.0.1.	Notación	38
4.1.	Geometría de dos vistas	38
4.2.	Modelo de cámara, imágenes sintéticas y estimación	38
4.3.	El algoritmo <i>Gold Standard</i> modificado	41
4.3.1.	Las Modificaciones	42
4.4.	Metodología para la reconstrucción 3D	42
4.4.1.	Calibración	43
4.4.2.	Estimación de las correspondencias	44
4.4.3.	Reconstrucción	46
4.5.	Evaluación de la reconstrucción	47
4.5.1.	Consideraciones sobre la estimación 3D	47
4.5.2.	Resultados	48
5.	Resultados: sistema de medición y rastreo	50
5.1.	Medición en 2D	51
5.2.	Medición en 3D	51
5.3.	Obtención de la trayectoria	53
5.4.	Evaluación del desempeño	56
5.4.1.	Medición	56
5.4.2.	Rastreo	58
5.4.3.	Postura	60
	Conclusiones	63
	Trabajo futuro	64
	Bibliografía	65
A.	Objetivos	68
A.1.	General	68
A.2.	Específicos	68
B.	Protocolo de evaluación de la AMA pasiva	69
B.1.	Evaluación del hombro	69
B.1.1.	Flexión	69
B.1.2.	Abducción	69
B.1.3.	Rotación externa	69

B.1.4.	Rotación interna	70
B.1.5.	Adducción	71
B.1.6.	Extensión	71
B.2.	Evaluación del codo	71
B.2.1.	Flexión	71
B.2.2.	Extensión	72
B.2.3.	Pronación	72
B.2.4.	Supinación	73
B.3.	Evaluación de la cadera	73
B.3.1.	Flexión	73
B.3.2.	Abducción	74
B.3.3.	Adducción	74
B.3.4.	Rotación externa	74
B.3.5.	Rotación interna	75
B.3.6.	Extensión	75
B.4.	Evaluación de la rodilla	76
B.4.1.	Flexión	76
B.4.2.	Extensión	76
C.	Protocolo de evaluación de la fuerza muscular contra gravedad	78
C.1.	Evaluación del hombro	78
C.1.1.	Flexión	78
C.1.2.	Abducción	78
C.1.3.	Rotación externa	79
C.1.4.	Rotación interna	79
C.1.5.	Adducción	79
C.1.6.	Extensión	80
C.2.	Evaluación del codo	81
C.2.1.	Flexión	81
C.2.2.	Extensión	81
C.2.3.	Pronación	81
C.2.4.	Supinación	82
C.3.	Evaluación de la cadera	82
C.3.1.	Flexión	82
C.3.2.	Abducción	82
C.3.3.	Adducción	83
C.3.4.	Rotación externa	83
C.3.5.	Rotación interna	84
C.3.6.	Extensión	84
C.4.	Evaluación de la rodilla	84
C.4.1.	Flexión	84
C.4.2.	Extensión	85
D.	Resultados de la evaluación del desempeño de la segmentación	86

Índice de figuras

1.1. Goniómetro.	5
2.1. Marcadores utilizados para la medición en 2D.	13
2.2. Ubicación del marcaje para medición en 2D.	13
2.3. Marcadores utilizados para la medición y rastreo 3D.	14
2.4. Ubicación del marcaje para medición 3D.	14
2.5. Cámara C_F	15
2.6. Cámara C_V	16
2.7. Cámara C_W	16
2.8. Geometría de adquisición 2D.	17
2.9. Evaluación pasiva de flexión de hombro.	17
2.10. Geometría de adquisición 3D.	18
2.11. Evaluación activa de flexión de codo (Medición).	19
2.12. Evaluación pasiva de flexión de codo (Rastreo). El número en paréntesis indica el número del cuadro.	20
2.13. Muñeco de prueba.	20
2.14. Adquisición para reconstrucción de postura.	20
2.15. Secuencias desincronizadas.	21
2.16. Tiempos para la sincronización de las secuencias.	22
2.17. Distintos casos que se deben evaluar al sincronizar dos secuencias de video.	22
3.1. Imagen de análisis (evaluación pasiva de extensión de codo).	24
3.2. Segmentación de Ω_B (región blanca) y Ω_P (región negra).	26
3.3. Eliminación de fondo. Los parámetros del algoritmo se mantienen fijos, se varía la resolución de la imagen.	26
3.4. Comparación de las segmentaciones. Región negra = Ω_P segmentada manualmente, región gris = Ω_P segmentada automáticamente.	26
3.5. Eliminación de fondo con $n_r = 0,3$	27
3.6. Identificación de rojo para $n_m = 8$, $u = 20$ y $T_r = 0,55$	28
3.7. Identificación incorrecta de las Ω_{m_i} para $n_m = 6$, $u = 20$ y $T_r = 0,55$	29
3.8. Identificación rojo más rojo para $n_m = 6$, $u = 20$, $T_{r_H} = 0,7$ y $T_{r_L} = 0,55$	30
3.9. Diferencia en la adquisición simultánea.	30
3.10. Análisis del histograma.	31
3.11. Zonas de traslape.	31
3.12. Resultado del ajuste.	31
3.13. Eliminación del traslape.	33

4.1.	Sistemas de coordenadas de la cámara y el mundo.	39
4.2.	Configuración espacial de la cámara e imágenes resultantes.	40
4.3.	Puntos 3D resultantes para los mismos parámetros de cámara para los algoritmos presentados.	41
4.4.	Patrón de calibración.	43
4.5.	Parámetros para la extracción de esquinas.	43
4.6.	Esquinas reconstruidas a partir de las imágenes del patrón.	44
4.7.	Geometría para la estimación de correspondencias.	45
4.8.	Distancia de un punto a una recta.	45
4.9.	Correspondencias extraídas de dos vistas calibradas.	46
4.10.	Reconstrucción 3D.	47
4.11.	Densidad de probabilidad condicional $f_{cond}(\mathbf{Xn} \mathbf{xn}^1, \mathbf{xn}^2)$	48
4.12.	Reconstrucción con las cámaras C_F	48
4.13.	Reconstrucción con las cámaras C_V	49
4.14.	Reconstrucción con las cámaras C_W . Con -10 en x y -10 en y	49
5.1.	Representación de las articulaciones.	50
5.2.	Vectores para la medición 2D.	51
5.3.	Proceso de medición en 2D (Rotación externa de cadera).	52
5.4.	Vectores para la medición 3D.	53
5.5.	Proceso de medición en 3D (Flexión de codo).	53
5.6.	Reconstrucción de la trayectoria.	56
5.7.	Modelos para la evaluación de la medición.	57
5.8.	Colocación incorrecta del marcaje.	57
5.9.	Colocación incorrecta del marcaje.	58
5.10.	Trayectoria del modelo del codo.	59
5.11.	Trayectoria en el plano xy	59
5.12.	Trayectoria en el plano xy	59
5.13.	Reconstrucción de la postura. Muñeco(1).	60
5.14.	Reconstrucción de la postura. Muñeco(2).	60
5.15.	Reconstrucción de la postura. Paciente(1).	61
5.16.	Reconstrucción de la postura. Paciente(2).	61
B.1.	Evaluación de la flexión de hombro.	69
B.2.	Evaluación de la abducción de hombro.	70
B.3.	Evaluación de la rotación externa de hombro.	70
B.4.	Evaluación de la rotación interna de hombro.	70
B.5.	Evaluación de la adducción de hombro.	71
B.6.	Evaluación de la extensión de hombro.	71
B.7.	Evaluación de la flexión del codo.	72
B.8.	Evaluación de la extensión del codo.	72
B.9.	Evaluación de la pronación del codo.	73
B.10.	Evaluación de la supinación del codo.	73
B.11.	Evaluación de la flexión de la cadera.	74
B.12.	Evaluación de la abducción de la cadera.	74
B.13.	Evaluación de la adducción de la cadera.	75
B.14.	Evaluación de la rotación externa de la cadera.	75
B.15.	Evaluación de la rotación interna de la cadera.	76
B.16.	Evaluación de la extensión de la cadera.	76

B.17. Evaluación de la flexión de la rodilla.	76
B.18. Evaluación de la extensión de la rodilla.	77
C.1. Evaluación de la flexión de hombro.	78
C.2. Evaluación de la abducción de hombro.	79
C.3. Evaluación de la rotación externa de hombro.	79
C.4. Evaluación de la rotación interna de hombro.	80
C.5. Evaluación de la adducción de hombro.	80
C.6. Evaluación de la extensión de hombro.	80
C.7. Evaluación de la flexión del codo.	81
C.8. Evaluación de la extensión del codo.	81
C.9. Evaluación de la supinación del codo.	82
C.10. Evaluación de la flexión de la cadera.	82
C.11. Evaluación de la abducción de la cadera.	83
C.12. Evaluación de la adducción de la cadera.	83
C.13. Evaluación de la rotación externa de la cadera.	84
C.14. Evaluación de la rotación interna de la cadera.	84
C.15. Evaluación de la extensión de la cadera.	85
C.16. Evaluación de la flexión de la rodilla.	85
C.17. Evaluación de la extensión de la rodilla.	85

Índice de Tablas

2.1. Ajustes Manuales cámara	15
3.1. Matriz de confusión.	33
3.2. Cambio en la notación de la matriz de confusión.	33
3.3. Métricas de desempeño.	35
3.4. Error en la ubicación automática de puntos.	35
3.5. Porcentaje de segmentación.	35
5.1. Error en la estimación de la magnitud del ángulo.	57
D.1. MC para I_F^{-a}	86
D.2. MC para I_F^a	86
D.3. MC para I_V^{-a}	86
D.4. MC para I_V^a	87
D.5. MC para I_W^{-a}	87
D.6. MC para I_W^a	87

Agradecimientos

A mi familia, por sus sacrificios, su tolerancia, y simple y sencillamente por estar ahí.

A Mariana y Carlos David, por contagiarme con su alegría, por regalarme esas inmensas sonrisas y por su invaluable e inigualable manera de obligarme a tomar una pausa.

A Flavio y Juan B, por la confianza y en especial por su amistad.

A Luisa Fernanda, por la inspiración y uff...

A Daniel y Luis, por su nobleza, ayuda desinteresada e incondicionalidad.

A Luis Gonzalo, por su facilidad para hacer las cosas, y su siempre oportuna, eficiente y amable ayuda.

A Luisa y Olga Clemencia, por la paciencia y el buen ambiente de trabajo.

A los Profesionales de Telesalud, por la orientación y la disposición de los recursos.

A COLCIENCIAS por el apoyo financiero, indispensable para llevar a buen término este proyecto.

Resumen

Este trabajo muestra el desarrollo de un sistema para la medición automática en 2D y 3D, de la amplitud de la movilidad articular orientado al análisis de su funcionalidad. El sistema también está en capacidad de reconstruir automáticamente la trayectoria en 3D (a partir de múltiples vistas) de las extremidades comprometidas en el proceso de evaluación. Adicionalmente, se realizaron pruebas de reconstrucción orientadas al análisis de la postura. La automatización se logró gracias a la incorporación de técnicas de procesamiento digital de imágenes, dentro de las cuales se pueden resaltar el análisis de histogramas para el realce del contraste, la segmentación por medio de análisis de conectividad, umbralización dinámica, entre otras. Las imágenes procesadas corresponden a fotografías de alta resolución, y a imágenes extraídas de secuencias de video filmadas con cámaras: de video convencionales y Web. La herramienta desarrollada requiere de la colocación de un marcaje en las extremidades a ser evaluadas, con lo cual se maximiza la probabilidad de que las medición y la reconstrucción se realicen correctamente. Los resultados muestran que el sistema posee una precisión adecuada para este tipo de aplicaciones.

Abstract

This work shows the development of a system for the automatic measurement in 2D and 3D, of the joint mobility amplitude oriented to the analysis of its functionality. The system also is in capacity of reconstruct the trajectory in 3D (from multiple view points) of the limbs related in the evaluation process. Additionally, test of reconstruction oriented to the posture analysis, were made. The automatization of the measure process was obtained by mean of the techniques of digital image processing, within which the analysis of histograms for the enhancement of the contrast, segmentation by means of connectivity analysis, dynamic thresholding, among others. The processed images correspond to digital photographs in hi-res, and extracted images of filmed sequences of video with two kind of cameras: digital video and Web. The developed tool requires of the positioning of a body markers in the limbs to be evaluated, with which the probability that correctly: measurement and reconstruction, is maximized. The results show that the system has a precision accepted for this kind of applications.

Introducción

Al interior de las terapias de rehabilitación de los pacientes con secuelas de quemaduras, del hospital infantil Rafael Henao Toro de la Cruz Roja, 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 esencia 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 de la Universidad de Caldas, preocupados por esta problemática, recurrieron a la ayuda de los profesionales en ingeniería de la Universidad Nacional, y en conjunto, elaboraron una propuesta de investigación de la cual se deriva el “Diseño de una herramienta diagnóstica para el análisis funcional de personas con secuelas de quemaduras”. Este proyecto no se enfoca en la asignación de más presupuesto, ni en la contratación de más profesionales, sino, 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.

Este trabajo se enmarca dentro del proyecto de investigación mencionado, contribuyendo en la fase de automatización de los procesos de evaluación de la amplitud de la movilidad articular (AMA), vía medición de ángulos de movimiento. El primer paso para el desarrollo de la herramienta, consistió en la instrucción en cuanto a la fisiología de la movilidad articular, lo cual permitió identificar los problemas principales al momento de su evaluación (ver Capítulo 1) y tener claridad acerca de los alcances del sistema desarrollado (ver Apéndice A). En conjunto con los profesionales de la salud, se diseñaron los protocolos de evaluación de la movilidad articular (ver Apéndices (B y C), los cuales permiten solucionar algunos de los problemas a nivel del procedimiento de medición.

Una vez identificados los problemas presentes durante la evaluación de la AMA, se realizó una búsqueda bibliográfica para conocer los antecedentes y el estado del arte en lo que se refiere a la utilización de técnicas de visión artificial orientada a la captura del movimiento del cuerpo humano (ver Capítulo 1), con miras a la inclusión de algunos de estos procedimientos al interior de las terapias de rehabilitación. De esta revisión, se derivaron 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 forma eliminar consideraciones en la estimación de la magnitud del ángulo, que hacen que los resultados no sean confiables. La implementación de los distintos algoritmos desarrollados fue hecha en C++ y MATLAB®.

El sistema desarrollado está en capacidad de realizar tres tareas: medición en 2D, medición y reconstrucción 3D de la trayectoria de las extremidades. Adicionalmente, se cuenta con un pequeño módulo orientado al

análisis de la postura. Para la medición en 2D se emplearon fotografías digitales de alta resolución y, para la medición, reconstrucción de la trayectoria y la postura en 3D, se trabajó con imágenes extraídas de secuencias de video tomadas con una video cámara digital convencional y con una cámara WEB.

Para que el sistema pudiera desempeñar las tareas anteriormente descritas, fue necesario realizar las siguientes actividades:

1. **Adquisición de imágenes:** la información procesada corresponde a fotografías y videos adquiridos desde múltiples vistas. Los movimientos del sujeto están regidos por los requerimientos del proyecto de investigación en lo que se refiere a evaluación de la AMA del paciente con secuelas de quemaduras. La metodología de adquisición implementada se describe en detalle en el Capítulo 2.
2. **Implementación y evaluación de los algoritmos de segmentación:** con técnicas extraídas de la bibliografía (incluyendo algunas modificaciones), se diseñaron e implementaron los algoritmos de segmentación. El objetivo de esta fase es separar las regiones que corresponden al marcaje; las coordenadas de sus centros de masa, son utilizadas para la medición en 2D y 3D, y para la reconstrucción 3D. La segmentación se aplica a cada una de las imágenes por separado y es la primera de tres fases. De la eficiencia de esta etapa dependen las dos siguientes: búsqueda de correspondencias y reconstrucción 3D. Finalmente se obtiene la AMA y la trayectoria. De igual manera se llevó a cabo la evaluación de los algoritmos, lo que puso en evidencia la necesidad de una etapa de ajuste del contraste, con la cual se logró una mejora notable en el desempeño, e hizo que el sistema sea más robusto. Los resultados de esta etapa se encuentran en el Capítulo 3.
3. **Reconstrucción 3D:** una vez segmentadas las regiones de la imagen de análisis, se procede a realizar una búsqueda de correspondencias que permite definir la posición global de las extremidades, para esto se utilizaron algoritmos tomados de la bibliografía, los cuales fueron evaluados de acuerdo al grado de precisión que permitían, teniendo en cuenta las limitaciones generadas, producto de la fase anterior y de las condiciones de adquisición de las imágenes. Con base en las correspondencias encontradas, se reconstruye la posición en el espacio 3D mediante geometría epipolar. La descripción de los procedimientos diseñados e implementados para la reconstrucción se encuentra en el Capítulo 4.
4. **Desarrollo del módulo de medición y rastreo:** esta etapa es la meta de este trabajo, ya que finalmente es la que permite evaluar de forma cuantitativa, la evolución de un paciente que se somete a terapia de rehabilitación de secuelas de quemaduras. El trabajo de esta fase correspondió al diseño e implementación de la metodología completa, que hace posible conocer la magnitud de los ángulos en cada uno de los movimientos de las articulaciones del hombro, codo, cadera y rodilla, y la trayectoria de las extremidades relacionadas con estas. Los procedimientos desarrollados, así como los resultados y el análisis de estos, se exhiben en el Capítulo 5.

Cabe anotar que para el desarrollo de cada una de las actividades se debió cumplir con una amplia variedad de tareas las cuales están condensadas en los siguientes Capítulos, buscando plasmar con claridad todo el trabajo realizado para que, a corto plazo, los resultados puedan ser incorporados en las terapias de rehabilitación funcional de la movilidad articular.

Con respecto a la organización de los capítulos, se comienza con los planteamientos teóricos, que son la base para los diferentes algoritmos diseñados, y se termina con la evaluación del desempeño y los análisis correspondientes, con la intención de no dilatar la exposición de los resultados hasta el capítulo final (debido al gran número de procesos implementados) y de esta forma, capítulo a capítulo, hacer claridad acerca del alcance y las limitaciones de cada uno de los módulos del sistema.

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.

1.1. Evaluación y medición de la amplitud de la movilidad articular (AMA)

La medición de la AMA es una importante habilidad clínica en la práctica de la fisioterapia, constituyendo uno de los parámetros que componen 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 amplitud del movimiento se evalúa para determinar el rango o la cantidad de movimiento posible en una articulación, y puede realizarse de manera activa o pasiva. La amplitud del movimiento pasivo es, por norma, ligeramente superior a la del activo, debido al ligero estiramiento elástico de los tejidos y, en ocasiones, al vientre disminuido de los músculos relajados. Para evaluar la movilidad articular pasiva, el examinador lleva los diferentes segmentos del cuerpo con la finalidad de estimar cada una de las amplitudes del movimiento articular. Después de esta evaluación, el examinador repite la maniobra para medir y registrar la amplitud mediante un goniómetro o cinta métrica (ver Sección 1.1.2).

La evaluación de rango de movimiento activo permite evaluar también la fuerza muscular, específicamente en cuanto a funcionalidad general se refiere, al igual que la voluntad del paciente para moverse, la coordinación, el nivel de conciencia, y la atención disponible para obedecer órdenes. Para una evaluación detallada de la amplitud del movimiento activo, el paciente realiza todos los movimientos activos que normalmente se produzcan en la articulación afectada y en las articulaciones inmediatamente proximales y distales a ésta.

La amplitud del movimiento activo estará disminuida a causa de la movilidad articular restringida del paciente, de la debilidad muscular, del dolor y de la incapacidad para seguir instrucciones. De acuerdo a ello, es importante reconocer que numerosas actividades que se realizan de forma rutinaria requieren una amplitud adecuada de los movimientos activos, estas podrían denominarse amplitud funcional de movimiento [1], las cuales son las necesarias para las actividades como cepillarse, vestirse, alcanzar estanterías, elevarse por encima de los hombros, tirar de un objeto, alimentarse, cambiar de posición, inclinarse, caminar, subir y bajar escaleras, actividades de autocuidado, comunicación, correr, entre otras.

1.1.1. Consideraciones para la medición de amplitud de movimiento articular

Para realizar un movimiento articular activo, el paciente mueve voluntariamente la parte del cuerpo sin ningún tipo de ayuda. Para realizar un movimiento articular pasivo, el examinador u otra fuerza externa mueve la parte del cuerpo.

Acerca del evaluador

Cuando se realiza una evaluación, el examinador necesita aplicar correctamente los principios biomecánicos de la postura. Se describen entonces a continuación la postura del terapeuta y la manera en que éste sujeta la extremidad del paciente.

Postura. El equilibrio y el cambio efectivo del peso de una pierna a otra se consiguen al mantener una amplia base de sustentación. El terapeuta está de pie con la cabeza y el tronco rectos, con las escápulas separadas, las rodillas ligeramente flexionadas y un pie un poco por delante del otro. La postura está en línea con la dirección del movimiento.

Sujeción de la extremidad del paciente. Para mover fácilmente una extremidad o un segmento corporal, el examinador lo soporta a nivel de su centro de gravedad, localizado aproximadamente en la unión del tercio superior con el tercio medio del segmento. Se debe asegurar que todas las articulaciones están adecuadamente fijadas cuando se eleva o mueve una extremidad o un segmento de ésta. La mano del terapeuta debe estar relajada y ajustarse al contorno de la parte evaluada que se va a fijar o a movilizar.

Exposición del área

Debe explicarse al paciente la necesidad de dejar al descubierto la parte del cuerpo que vaya a ser evaluada. El paciente debe ser desvestido o vestido en función de los requerimientos.

Explicación e instrucción

El paciente debe conocer brevemente la evaluación y el procedimiento de medición de la AMA. El terapeuta le explica y le demuestra al paciente el movimiento que ha de realizar y/o mueve pasivamente la extremidad del paciente no implicada en el proceso a través de la amplitud del movimiento articular.

Posición del paciente

El terapeuta debe asegurarse de que el paciente esté cómodo y bien apoyado, con la articulación que vaya a ser evaluada en la posición anatómica. Se coloca al paciente de manera que el segmento articular proximal pueda estabilizarse para permitir sólo el movimiento articular deseado, el movimiento articular puede darse a través de toda la amplitud del movimiento no restringido y el goniómetro puede colocarse correctamente para medir la amplitud del movimiento. Si la posición es seleccionada cuidadosamente, se tornará menos difícil aislar el arco deseado del movimiento a medir, y se puede colocar el instrumento de una manera más precisa y mantener su posición, pues es menos probable que la posición del paciente se desvíe.

Movimiento de sustitución y compensación

El examinador debe asegurarse de que en la articulación que se valora es la que esté produciendo el movimiento deseado. Los movimientos de sustitución pueden tomar la forma de movimientos adicionales de la articulación que se evalúa o de otras articulaciones, lo que daría la sensación de que se está produciendo una

amplitud del movimiento articular mayor de la que realmente existe.

El examinador debe intentar eliminar los movimientos de sustitución mediante la colocación adecuada del paciente, la estabilización correcta del segmento articular proximal y la práctica en la evaluación de la amplitud del movimiento pasivo.

Estabilización

Debe estabilizarse el segmento articular proximal con el fin de limitar el movimiento de la articulación que vaya a evaluarse o medirse y de prevenir el movimiento de sustitución.

Medición

El método utilizado para evaluar la amplitud del movimiento articular es el método del cero neutral, todos los movimientos articulares se miden desde una *posición inicial cero* definida, ya sea la posición anatómica o una posición cero especificada. Cualquier movimiento hacia un lado u otro del cero es positivo y se mueve hacia los 180°.

1.1.2. Proceso de medición con el goniómetro universal

El instrumento elegido para evaluar la amplitud de movimiento depende: del grado de precisión que se requiera para la medición a realizar, del tiempo y los recursos de los que disponga el fisioterapeuta. Las radiografías, las fotografías, el electrogoniómetro, el flexómetro, los calcos manuales, el péndulo, el goniómetro de burbuja y la línea de plomada 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 1.1) es la herramienta que se utiliza con más frecuencia para medir los ángulos articulares o la amplitud del movimiento articular. Está compuesto por dos brazos, con un indicador en uno de ellos y una escala transportadora de 180°-360° en el otro, se articulan mediante un pivote que proporciona una fricción suficiente para que el instrumento permanezca estable cuando se utilizan y se mantiene incorporado para la lectura. El tamaño del goniómetro usado se determina en función del tamaño de la articulación que se vaya a evaluar.

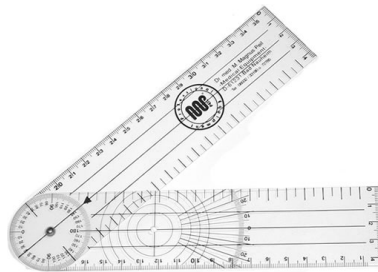


Figura 1.1: Goniómetro.

Validez y confiabilidad

La validez es el grado en el cual un instrumento mide lo que se supone que debe medir. La validez aumenta la precisión de una medición [2]. El terapeuta utiliza el goniómetro universal para proporcionar mediciones del número de grados del movimiento o de la posición de una articulación. Las mediciones deben ser precisas, cuando se utilicen los resultados tomados como representaciones válidas de los ángulos articulares

verdaderos, para planificar el tratamiento o para determinar la efectividad del mismo, el progreso del paciente y el grado de incapacidad.

El criterio de validez es un método de valoración de la precisión del goniómetro universal en la evaluación de los ángulos articulares o las posiciones. Las radiografías, son el medio más preciso para la evaluación del movimiento articular [3], y la fotografía se acepta como método de uso estándar para la comparación cuando se trata de determinar la precisión del goniómetro universal. Cuando la evidencia proporcionada por las radiografías y las fotografías se obtiene al mismo tiempo que las mediciones del goniómetro universal, se evalúa la validez concurrente [4]. De allí que se concluya que el goniómetro realmente es un instrumento válido para realizar mediciones objetivas de movimiento articular.

Respecto a la fiabilidad, es el alcance del instrumento en la obtención de una misma medición en sus usos repetidos, ya sea por un mismo terapeuta o por terapeutas diferentes, la fiabilidad indica la consistencia de una medición. La fiabilidad de la posición y la amplitud del movimiento articular mediante el goniómetro universal depende de la articulación que se mida, pero en general, oscila entre buena y excelente.

Algunas recomendaciones para mejorar la fiabilidad de las determinaciones goniométricas son:

- Utilizar posturas lógicas, bien definidas.
- Utilizar puntos anatómicos de referencia lógicos y bien definidos para la colocación del goniómetro.
- Utilizar la misma intensidad de fuerza manual para desplazar la región corporal del sujeto durante las mediciones sucesivas de la amplitud pasiva del movimiento.
- Pedir al sujeto que realice un esfuerzo similar para desplazar la región corporal durante las mediciones sucesivas de la amplitud activa del movimiento.
- Utilizar el mismo instrumento para realizar las mediciones sucesivas.
- Utilizar goniómetros correspondientes al tamaño de la articulación de estudio.
- Se recomienda que sea el mismo examinador el que realice las mediciones sucesivas.

Colocación

La posición preferida para la colocación del goniómetro es lateral a la articulación, justo por fuera de la superficie articular, pero también puede colocarse en la parte de arriba de la articulación, usando sólo un ligero contacto entre el goniómetro y la piel.

Eje

El eje del goniómetro se coloca encima del eje de movimiento de la articulación. Puede usarse una prominencia ósea específica o un punto de referencia anatómico para representar el eje de movimiento, aunque éste no represente la localización exacta del eje de movimiento durante toda la amplitud del movimiento articular.

Brazo fijo

El brazo fijo del goniómetro suele colocarse paralelo al eje longitudinal del segmento articular proximal fijado y/o apunta hacia una prominencia ósea distante.

Brazo móvil

El brazo móvil del goniómetro suele colocarse paralelo al eje longitudinal del segmento articular distal móvil y/o apuntando hacia una prominencia ósea distante. Si se pone un especial cuidado en conseguir una posición correcta de los dos brazos del goniómetro y se mantienen las posiciones durante toda la amplitud del movimiento articular, el eje del goniómetro estará aproximadamente alineado con el eje de movimiento. Si no puede alcanzarse la posición cero definida, se coloca la articulación lo más cerca posible de la posición cero y se coge como posición inicial la distancia que separa el brazo móvil de la posición inicial de 0° en el transportador.

Medición

Luego de ubicado el goniómetro, el examinador mueve el brazo móvil del goniómetro con el segmento distal de la extremidad a través del rango del movimiento hasta el extremo final de la amplitud del movimiento pasivo. La distancia que recorre el brazo móvil apartándose de la posición inicial de 0° del transportador se registra como amplitud del movimiento articular.

1.1.3. Causas de error en la medición de la AMA

La escala del goniómetro debe medirse con sumo cuidado para evitar mediciones erróneas de la amplitud del movimiento. Algunas de las causas de error que deben evitarse cuando se esté midiendo son:

- Leer el lado incorrecto de la escala del goniómetro, p. e. podría pasar que cuando el puntero del goniómetro estuviera colocado entre los 40° y los 50° se leyera un valor de 55° en lugar de uno de 45°.
- Una tendencia a redondear los valores hacia un número concreto, tal como cero.
- Ir predeterminados sobre cuál “debe ser” el valor de la lectura y que esto influya en el resultado registrado.
- Un cambio de la motivación del paciente para realizar el movimiento.
- Tomar mediciones de la amplitud del movimiento articular sucesivas en diferentes momentos del día.
- Errores en el procedimiento de la medición.

Como se puede apreciar, al momento de realizar la evaluación de la AMA, se deben tener en cuenta una cantidad de parámetros que de una u otra manera hacen que la objetividad del diagnóstico sea cuestionable (se aclara que no se está poniendo en duda el profesionalismo de los evaluadores). De igual forma queda claro que cualquier metodología nueva que quiera ser incorporada, debe competir en precisión con el goniómetro universal, sin contar con la característica de que los goniómetros son muy económicos.

Una vez descrita la metodología actual, sus ventajas y desventajas, queda por definir la metodología que se pretende instaurar, la cual debe competir en validez, confiabilidad y costo. Cabe anotar que esta nueva herramienta busca corregir los problemas a nivel de medición, tales como la ubicación del goniómetro, la estandarización de las referencias anatómicas, la constancia en los ejes fijo y móvil del goniómetro durante todo el movimiento, la lectura incorrecta de la escala métrica del goniómetro, la predisposición en el valor de la medición, entre otros. De igual forma se afirma que el sistema desarrollado tendrá problemas relativos a la disposición del paciente para realizar el movimiento, si la evaluación se hace con la misma fuerza y todos los problemas ligados principalmente al comportamiento y la psicología del paciente y/o del evaluador

durante la evaluación.

1.2. La visión artificial en el análisis y la síntesis del movimiento humano

El procesamiento digital de imágenes se ha utilizado en el tratamiento de quemaduras, pero generalmente se ha orientado al tratamiento estético [5,6,7,8] y muy poco a la rehabilitación funcional [9]. Por otro lado, el avance en las técnicas para la captura y síntesis de movimiento humano, ha sido realmente significativo durante la última década. Esto se puede constatar con la cantidad de artículos que se han publicado durante este periodo. De los artículos relevantes, se realizó un resumen, dividido en dos partes: antecedentes, donde se describe de manera global la evolución de las técnicas con base en los sistemas desarrollados, y estado del arte, en el cual se definen más en detalle las técnicas en las cuales están basadas las aplicaciones con las cuales se trabaja en la actualidad.

1.2.1. Antecedentes

El problema del rastreo de movimiento humano por medio de visión artificial ha sido abordado de diferentes maneras. En [10] proyectan un modelo cinemático sobre el plano de la imagen y buscan el mejor ajuste utilizando los contornos como una medida de similaridad. En [11] se obtienen buenos resultados empleando siluetas de múltiples vistas para controlar un modelo cinemático con resortes virtuales. Por otra parte, en [12] introducen una descripción estadística de la escena completa haciendo uso del color, obteniendo buenos resultados a pesar de que el sistema trabaja en 2D. Otros diseños basados en imágenes extraen el rango a partir de modelos de apariencia y realizan un filtrado probabilístico. Una tendencia común ha sido el uso de modelos 3D, los cuales han producido resultados más robustos. Por ejemplo en [13] presentan una novedosa descripción de modelos humanos con *twists* y mapas exponenciales para resolver el problema del seguimiento no restringido.

En los últimos años el interés se ha centrado en sistemas multivista 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* [14]. En [15] ajustan elipsoides a una colección de vóxeles que describen el espacio ocupado por el sujeto rastreado. En [16] se extiende el modelo mencionado anteriormente incorporando un modelo cinemático, pero el resultado es una elevada carga computacional, lo que hace que el sistema no trabaje en tiempo real. Una combinación de reconstrucción con rastreo 2D es utilizada en [17] para controlar un modelo bicapa. En [18] 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 [19].

1.2.2. Estado del Arte

En [20] se diseña un sistema para animar una marioneta virtual por medio de los movimientos del cuerpo humano. Las imágenes adquiridas provienen de dos vistas. Para la reconstrucción de la posición corporal se emplea cinemática inversa. Los rasgos rastreados son los pies, las manos y la cabeza. Se utiliza una representación simplificada del cuerpo y un modelado derivado del estándar MPEG-4. Se toma en cuenta un limitado número de grados de libertad y se hacen consideraciones con base en reglas heurísticas para inferir los restantes.

En [21] se presenta un sistema de segmentación y seguimiento simultáneo. La secuencia de imágenes a color se procesa en tres niveles: píxel, blob (atributo coherente que modela entidades estadísticas y sus variacio-

nes) y objeto. En el nivel de píxel se utiliza un modelo de mezclas Gaussianas para entrenar y clasificar los colores de los píxeles en varias clases. En el nivel de blob se emplea un campo aleatorio de Markov para combinar los píxeles en blobs coherentes y para asignar relaciones inter-blob. En el nivel de objeto se aplica un modelo grueso del cuerpo que ayuda a resolver ambigüedades cuando se presentan oclusiones y cuando se presentan fallas en el rastreo. El resultado es un sistema de seguimiento que segmenta y rastrea simultáneamente las múltiples partes del cuerpo de escenas donde se presentan oclusiones y sombras.

En [22] presentan dos técnicas para el rastreo del movimiento del cuerpo humano empleando esquemas de filtrado de partículas. El problema en este tipo de aplicaciones es la alta dimensionalidad del vector de estados (típicamente = 30), lo que conlleva a una ineficiencia en el muestreo y a una alta complejidad computacional. Las dos técnicas exploran el uso de medidas auxiliares. La primera técnica usa claves del flujo óptico como lo son la posición actual de las extremidades superiores e inferiores, lo que contribuye al mejoramiento de la distribución del muestreo. La segunda técnica utiliza la detección de partes individuales del cuerpo, tales como las manos, la cabeza y el tronco y utiliza los resultados de la detección para realizar una inferencia adicional sobre los subconjuntos de los parámetros de estado. El sistema emplea tres cámaras estacionarias previamente calibradas y la inicialización es automática. Se introducen nuevas técnicas para integrar las medidas auxiliares a un esquema secuencial de Monte Carlo. Las técnicas son independientes de la probabilidad y son aplicables con otras estrategias de muestreo. El sistema permite corregir las fallas producidas en su mayoría por pérdidas en el rastreo. Los dos métodos mejoran la precisión, eficiencia y robustez del rastreo del movimiento del cuerpo humano.

En [23] se enmarca el problema del rastreo, como una búsqueda de las posiciones del cuerpo humano que son válidas. Emplean un operador de proyección lineal que obliga a que se cumplan las restricciones cinemáticas independientemente de la parte que se esté rastreando, una vez hecho esto utilizan otros atributos no lineales tales como los límites de los ángulos de las articulaciones y patrones de comportamiento. El sistema trabaja en tiempo real, emplea adquisición estéreo, realiza un rastreo independiente a cada una de las partes en movimiento y hace una transformación óptima del movimiento articulado a un espacio lineal del movimiento articulado para una posterior validación de la posición por medio de un clasificador SVM (máquina de vectores de soporte). El modelo del cuerpo utilizado consiste de un conjunto extremidades rígidas unidas entre sí mediante un sistema jerárquico. El aporte de este trabajo consiste en mezclar elementos lineales de las articulaciones con consideraciones no lineales extraídas por la SVM, lo que permite un rastreo robusto en tiempo real.

En [24] presentan un sistema rápido y completamente automático que trabaja en escenas con más de un sujeto, ya que separa los problemas de estimación de la posición de las diferentes personas. La posición es estimada con base en una función de probabilidad que integra la información de múltiples vistas obteniendo una solución globalmente óptima. El sistema no requiere inicialización manual, la dimensión de la estructura 3D no es específica, no necesita aprender posiciones y es insensible a los bordes y al desorden en el fondo y en el plano principal. Se desarrollaron modelos de forma para las personas y modelos de oclusiones, logrando una reducción sustancial en la complejidad del problema de estimación de posición de diferentes personas en una misma escena. El problema recae en que la descripción de la posición es muy pobre, lo que hace necesaria la utilización de otras técnicas donde se utilicen modelos más finos. La bondad de la técnica es la velocidad y la solución del problema de las oclusiones, resultando útil como método de inicialización de algoritmos de rastreo de un solo individuo.

En [25] se enfocan en los problemas acerca del descubrimiento de información implícita y determinación del punto de vista invariante en una secuencia de imágenes. Utilizan un modelo de rastreo preciso y un

algoritmo de correspondencia para el reconocimiento efectivo de la estructura de las acciones humanas. Presentan la teoría de muestreo factorizado. Este sistema reconoce posiciones específicas que corresponden con cuadros claves en los cuales ha sido almacenada la localización de las articulaciones definidas previamente. El proceso de correspondencia se basa en el tipo de topología. Los resultados muestran robustez y eficiencia para pruebas en tiempo real empleando videos de gran tamaño.

En [26], se diseña un sistema que extiende el modelo de descripción estadística de la escena, encontrado en [12] a un espacio 3D, utilizando un modelo cinemático que reemplaza el filtro Kalman por unos blobs dinámicos. Este sistema trabaja en ambientes no aumentados utilizando varias vistas y emplea métodos de reconstrucción estadística que incluye la información de color. Para separar el sujeto del fondo, se apartan de los métodos de segmentación binaria y en cambio emplean una medida de distancia con respecto a un modelado previo del fondo de cada una de las muestras 2D. La información de color es útil para la solución de problemas de auto-occlusiones. La reconfiguración dinámica de los blobs, permite un seguimiento robusto en tiempo real. Para esto se ajusta el modelo cinemático a unos vóxeles 3D, utilizando maximización de la esperanza de los blobs adjuntos a los huesos del modelo.

En [27] se propone un método de seguimiento que no depende de un modelo específico para ser ajustado, esto proporciona la capacidad de seguir cualquier sujeto en movimiento. El sistema permite la recuperación simultánea de una cadena cinemática y de los parámetros del movimiento de un sujeto a partir de los datos del volumen. Se propone una aproximación robusta que identifica la estructura de una persona en movimiento cuya silueta es reconstruida de video adquirido desde varias vistas. El método es capaz de reconocer sujetos cuya estructura puede ser modelada como una cadena de enlaces cinemáticos, como el caso de animales y/o dispositivos mecánicos.

Con la revisión bibliográfica se dan por terminadas las descripciones acerca de las metodologías de trabajo actuales, en los marcos fisioterapéuticos y de ingeniería. Con base en esta, se establece la metodología de trabajo de la cual surgen los desarrollos logrados en este trabajo.

En los siguientes capítulos, se describe en detalle cada una de las actividades realizadas, comenzando con el establecimiento de la metodología de adquisición, y finalizando con la exposición detallada del sistema de medición y rastreo, producto de este trabajo.

La primera fase del proceso de desarrollo del sistema propuesto en este trabajo, corresponde a la adquisición de imágenes. Se establece una metodología de adquisición para que al utilizar el sistema, los resultados obtenidos sean equivalentes en precisión. El diseño de esta metodología se basó en características tales como escenario de adquisición, dispositivos de captura, resolución de las imágenes, marcaje corporal, entre otras. En este capítulo se describen todas estas características. Las descripciones comienzan con la definición del tipo de imágenes, y finalizan con el procedimiento para la sincronización de la adquisición.

2.1. Tipos de imágenes

Se parte del hecho que el registro fotográfico es aceptado como método estándar de comparación, para validar las medidas realizadas por el sistema, tomando como referencia un goniómetro. En este trabajo se emplean tres tipos de imágenes:

1. Fotografías digitales de alta resolución a color, para la medición de la AMA en 2D y 3D.
2. Imágenes extraídas de videos digitales a color de resolución moderada, para la reconstrucción en un espacio 3D de la trayectoria de las extremidades durante la evaluación de la AMA.
3. Imágenes extraídas de videos digitales adquiridos con cámaras Web en un escenario a escala, como prueba adicional orientada a la evaluación de la postura del paciente.

2.2. Escenario de adquisición

Los pacientes con secuelas de quemaduras en su gran mayoría residen en áreas rurales, donde los centros de atención son de primer y (en el mejor de los casos) segundo nivel, viéndose en la necesidad de viajar frecuentemente para acudir a las terapias de rehabilitación. Es claro que los centros de salud en estas zonas, deben estar en condiciones de atender a estos pacientes, por lo que una posible respuesta a esta problemática debe tener en cuenta las limitaciones propias del contexto debidas (sin entrar en detalles) a las condiciones socio-económicas. Por ejemplo, no se puede pensar en destinar un espacio exclusivo para la adquisición aunque, como se verá más adelante, el espacio tiene que cumplir con unas condiciones de área mínimas para que las personas y dispositivos necesarios puedan acomodarse adecuadamente.

En este sentido, 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:

- Las tomas puedan ser realizadas en cualquier consultorio (se asume que si es llamado consultorio, se cumple con la reglamentación exigida) de la entidad donde se realice la evaluación de la AMA.

- No se requieran fuentes de iluminación especializada. Se trabaja con la iluminación que posea el espacio donde se esté trabajando, y con la luz proveniente del flash que viene incorporado con las cámaras.
- El fondo pueda ser no homogéneo, las paredes no tienen que tener un acabado y/o color específico, y puede contener cuadros, cortinas y/o cualquier tipo de elementos de los que se encuentran comúnmente en los consultorios médicos.

Una vez definidas las condiciones de las instalaciones físicas de la escena, se tienen en cuenta los aspectos relacionados con los sujetos que interactúan dentro de ésta. Lo anterior hace referencia a los pacientes, evaluador y/u otras personas (dependiendo de la edad de los pacientes, se solicita que su acudiente los acompañe), donde la característica principal a definir, corresponde al vestuario y/o accesorios que tengan puestos durante la evaluación de la AMA. Para el caso específico, las restricciones que se tienen es que no se porte prendas del mismo color del marcaje corporal utilizado y que, por supuesto, se permita que los movimientos se realicen de manera cómoda.

2.3. Marcaje corporal

Una de las grandes ventajas que ofrece un sistema que utiliza marcaje corporal (SMC) contra uno que no utiliza marcaje (SSMC), es la precisión en las mediciones, ya que se parte del supuesto de que los puntos de referencia son o están muy cerca de los reales, además la carga computacional es inferior. La gran desventaja es la invasividad y en la mayoría de los casos el costo. Suprimir las estimaciones dentro de un esquema de medición es imposible, pero al restringir la búsqueda de los puntos claves a coordenadas específicas, los errores en las mediciones se reducen significativamente, o al menos se puede afirmar que el punto detectado posee un grado de confiabilidad acorde con los requerimientos del sistema.

El sistema desarrollado en este trabajo es un SMC, ya que se necesita que las mediciones sean lo más precisas posibles. Se emplea un sistema basado en la ubicación de puntos claves en la imagen, los cuales corresponden con las coordenadas de los centros de masa del marcaje corporal que es colocado en la extremidad relacionada con la articulación a la que se está evaluando la AMA.

Los lineamientos establecidos para la evaluación de la movilidad articular son la base para el diseño del marcaje. Se debe garantizar la integridad en el proceso de medición, justificando de esta manera la inclusión de la nueva metodología, con la que se pretende eliminar en gran medida, la variación inter e intra evaluador. Por estas razones, el marcaje es diseñado en conjunto con las fisioterapeutas, quienes se basan principalmente en cómo se hace la medición con el goniómetro, definiendo los siguientes parámetros a tener en cuenta para el diseño del marcaje:

- No debe interferir con la evaluación ni con el movimiento.
- Se debe poder establecer el eje de la extremidad en movimiento.
- Deber ser cómodo.
- La utilización deber ser simple.

Adicionalmente y con base en las condiciones en las cuales son adquiridas la imágenes se deben agregar las siguientes características.

- Debe ser visible durante toda la trayectoria.
- El material no debe reflejar la luz.
- El color debe ser homogéneo.

A todo esto se agrega las características de la población objetivo y los centros asistenciales (primer y segundo nivel), donde se quiere que sea implementado el sistema, lo que implica que el esquema de marcaje debe ser económico.

Con los parámetros anteriormente descritos se diseñan dos alternativas de marcaje corporal orientadas a medición en 2D y 3D.

2.3.1. Marcaje para medición en 2D

Para este tipo de medida se utilizan dos fotografías digitales, tomadas con la cámara ubicada perpendicular al plano del movimiento. Las fotografías corresponden a la posición inicial y final del movimiento, que describen en conjunto el rango de la amplitud de la movilidad articular. La manera como se obtiene la magnitud del ángulo se explica en el Capítulo 5

El marcaje corresponde a bandas de material licrado de color rojo (ver Figura 2.1), que posee las características anteriormente definidas. Para realizar la medición se emplean dos de estas bandas, ubicándolas en el primer y tercer tercio de la extremidad adyacente a la articulación a exáminar. La Figura 2.2 muestra como son colocados los marcadores para realizar una evaluación de rotación externa de cadera.



Figura 2.1: Marcadores utilizados para la medición en 2D.

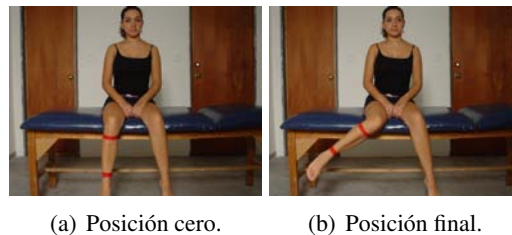


Figura 2.2: Ubicación del marcaje para medición en 2D.

2.3.2. Marcaje para la medición y obtención de la trayectoria en 3D

Este marcaje, además de cumplir con las características anteriormente mencionadas 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). El procedimiento de medición y rastreo en 3D es explicado en detalle en el Capítulo 5.

Se diseñaron marcadores esféricos de color rojo (ver Figura 2.3(a)), los cuales son colocados sobre unas cintas de velcro que pueden ser unidas por uno de sus extremos (ver Figura 2.3(b)) y se ubican de la misma manera que para la medición en 2D. La Figura 2.4 muestra como son colocados los marcadores para realizar una evaluación de flexión de codo (posición inicial) en una adquisición con dos cámaras.

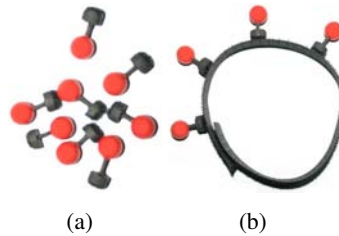


Figura 2.3: Marcadores utilizados para la medición y rastreo 3D.

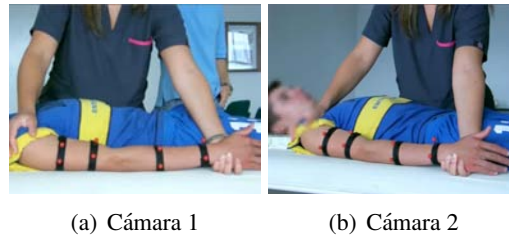


Figura 2.4: Ubicación del marcaje para medición 3D.

La implementación de los esquemas de marcaje 2D y 3D, requiere de un bajo presupuesto. Se necesitan como mínimo cuatro marcadores para la medición en 2D, dos para extremidad superior y dos para extremidad inferior (debido a la gran diferencia de tamaño que existe entre un brazo y una pierna, y no se debe abusar de la característica de elasticidad del material). Para la medición y obtención de la trayectoria en 3D, se deben tener mínimo cuatro marcadores y ocho brazaletes, siendo necesarios, cuatro para las extremidades inferiores y cuatro para las superiores. Aunque el largo es ajustable, no es recomendable que se cubra más de una circunferencia, ya que esto contribuye al deslizamiento del brazaletes.

2.4. Dispositivos de adquisición

Una vez definido qué, en donde y quienes van a estar presentes, hay que definir el tipo de dispositivos con los cuales se va a realizar la adquisición. A continuación se describen las características de las tres cámaras empleadas en este trabajo.

2.4.1. Cámara Digital *Canon EOS 300D Digital Rebel*

Esta cámara, mostrada en la Figura 2.5, es utilizada para la adquisición de las fotografías digitales de alta resolución, (se hará referencia a esta cámara como C_F). Algunas de sus principales características son:

- Tipo de sensor CMOS

- Máxima resolución 3072x2048 (6.3 megapíxeles)
- Formatos de archivo: RAW y JPEG
- Enfoque automático y manual



Figura 2.5: Cámara C_F .

La cámara ofrece la posibilidad de variar los modos de captura, en los cuales se le da prioridad al tiempo de exposición, a la profundidad y por supuesto el modo manual donde se pueden variar los parámetros mostrados en la Tabla 2.1. Pensando en la sencillez del sistema final (un solo *click*), se trabaja en modo de disparo automático.

Velocidad de Obturador	1/1000 s a 30 s
Prioridad de Abertura	f:2 a f:8
Modo de Exposición	+2.0EV a -2.0EV
Enfoque	6 Rangos de AF
Balance del Blanco	6 Modos

Tabla 2.1: Ajustes Manuales cámara

2.4.2. Cámara Digital *SAMSUNG SC-D6550*

Esta cámara es utilizada para la adquisición de los videos. La Figura 2.6 muestra una fotografía de la cámara (se hará referencia a esta cámara como C_V). Algunas de sus características se listan a continuación:

- Tipo de sensor CCD
- Resolución 2592x1944 (5 megapíxeles)
- Formato de archivo: MOV (MPEG4)
- Velocidad de adquisición 30fps
- Enfoque automático y manual

2.4.3. Cámara Web *Genius VideoCAM Messenger*

Esta cámara es utilizada para la adquisición de los videos de resolución bastante moderada. La Figura 2.7 muestra una fotografía de la cámara (se hará referencia a esta cámara como C_W). Algunas de sus características se listan a continuación:



Figura 2.6: Cámara C_V .

- 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



Figura 2.7: Cámara C_W .

2.5. Geometría de adquisición

La definición de la geometría de adquisición depende estrictamente de los protocolos de evaluación de la AMA, en las articulaciones de hombro, codo, cadera y rodilla (ver Anexos B y C). Estos definen cómo deben estar situados paciente y evaluador; las demás personas que puedan estar presentes, se ubican en cualquier parte (sin interferir la visibilidad, ni el movimiento), dependiendo de que tan cómodo se sienta el paciente. Los protocolos también definen el número de marcadores y su ubicación. Lo que no se especifica (y se define a continuación), es cómo deben ubicarse las cámaras para las mediciones en 2D y 3D, y para el rastreo.

2.5.1. Adquisición para la medición en 2D

Sin importar cual sea el movimiento ni la articulación evaluada, la cámara debe posicionarse de tal manera que su eje principal esté perpendicular al plano sobre el cual se realiza el movimiento, buscando ubicarla como se muestra en la Figura 2.8.

Las imágenes adquiridas para la medición 2D son tomadas con la cámara C_F y tienen una resolución de 3072×2048 . El formato de almacenamiento utiliza el estándar de compresión *JPEG*.

Para realizar una medición adecuada, la adquisición debe ser realizada de la siguiente manera:

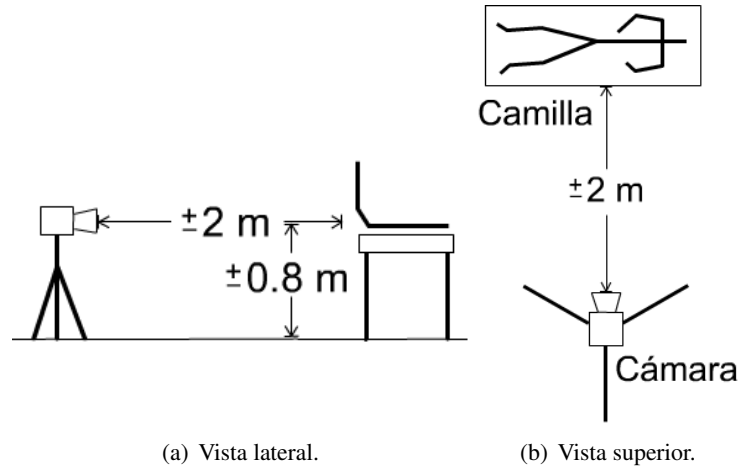


Figura 2.8: Geometría de adquisición 2D.

1. Ubicar la camilla.
2. Ubicar la cámara.
3. Colocar la cámara en modo de disparo automático y enfocar.
4. Colocar el enfoque en manual para que se mantenga fijo en todas las tomas.
5. Colocar el marcaje en la extremidad comprometida con la articulación a evaluar, ubicar al paciente en la camilla sujetado por el evaluador. Todo esto se indica detalladamente en los protocolos.
6. Tomar una foto de la evaluación en la posición cero.
7. Tomar una foto de la evaluación en la posición final.
8. Tomar una foto sin presencia alguna de sujetos, la cual será tomada como imagen de fondo.

La Figura 2.9 muestra una adquisición realizada siguiendo los lineamientos anteriormente mencionados.



Figura 2.9: Evaluación pasiva de flexión de hombro.

2.5.2. Adquisición para la medición y rastreo en 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 y entre más fácil sea la manera de aplicar el método, se eleva la probabilidad de que sea acogido dentro de la comunidad médica.

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 Sección 4.4), 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° y 80° , pues tampoco se recomienda que el ángulo sea pequeño, para no limitar el campo visual. La Figura 2.10 muestra como deben ser colocadas las cámaras, los criterios de distancia son los mismos que para la medición 2D.

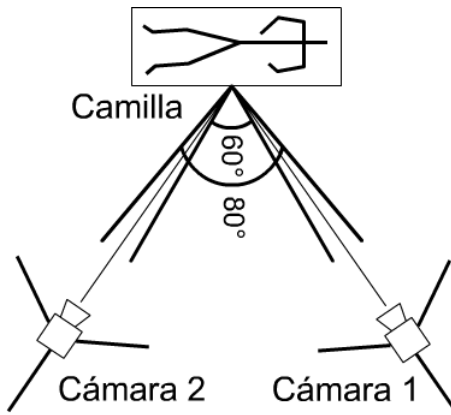


Figura 2.10: Geometría de adquisición 3D.

La medición en 3D se realiza con imágenes tomadas con dos cámaras C_F con los mismos parámetros que para 2D. Para el rastreo en 3D se utilizan dos cámaras C_V , con las cuales se adquieren videos a color con una resolución de 640×480 , almacenados en formato *MOV* a 30 cps.

Para realizar una medición adecuadamente, la adquisición debe ser realizada de la siguiente manera:

1. Ubicar la camilla.
2. Colocar el marcaje en la extremidad comprometida con la articulación a evaluar, ubicar al paciente en la camilla sujetado por el evaluador. Todo esto se indica detalladamente en los protocolos.
3. Ubicar las cámaras.
4. Colocar las cámaras en modo de disparo automático y enfocar, tratando de que sólo se vea la región donde se ubica el marcaje y que el plano de la imagen sea lo suficientemente grande, para que el marcaje sea visible durante todo el recorrido entre la posición cero y la posición final.
5. Colocar el enfoque en manual para se mantenga fijo en todas las tomas.
6. Tomar una foto de la evaluación en la posición cero.
7. Tomar una foto de la evaluación en la posición final.

8. Tomar una foto del patrón. Esta imagen también puede ser usada como fondo.

Cuando se hace adquisición para rastreo, se adquieren secuencias de video en todos los casos, aclarando que no existe un video de posición inicial y otro de posición final, sino una secuencia que contiene todo el movimiento; como imagen de fondo y del patrón, se utiliza el promedio de todas imágenes que conforman la secuencia de video correspondiente.

La Figura 2.11 muestra el conjunto de imágenes adquiridas para realizar una medición 3D y la Figura 2.12 exhibe algunos cuadros de una secuencia de video adquirida para el rastreo y la imagen utilizada para calibrar el sistema. En ambas adquisiciones las cámaras fueron puestas a un ángulo de 65° .

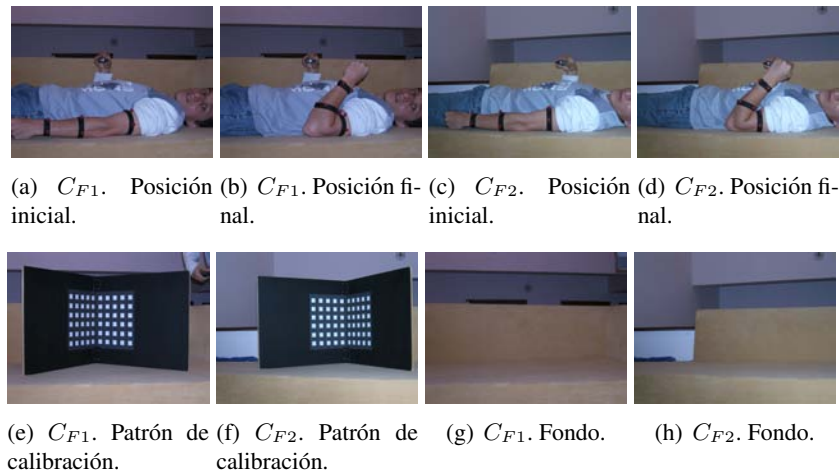


Figura 2.11: Evaluación activa de flexión de codo (Medición).

2.5.3. Adquisición para análisis de postura

Para esta adquisición se contruyó un muñeco (ver Figura 2.13) con el objetivo de reconstrir su posición en 3D, para dar un primer paso en lo que se refiere al análisis de la postura. Esta adquisición se realiza con las cámaras C_W cuya principal ventaja es el costo y su principal desventaja es la fidelidad de la imagen. La metodología de adquisición es igual que para la medición en 3D, teniendo en cuenta que el “paciente” que se va a tratar mide 10 cms. La Figura 2.14 muestra un grupo de imágenes adquiridas para la reconstrucción de la postura en 3D.

2.6. Sincronización de la adquisición

Uno de los principales problemas que se deben enfrentar en el diseño, es la garantía de que las imágenes que se estén analizando correspondan al mismo instante de tiempo. Los videos adquiridos con las cámaras C_V se pueden obtener de forma sincronizada ya que el sistema de control remoto, al cual responden ambas, permite iniciar la adquisición al mismo tiempo (además de eliminar problemas derivados de la manipulación de las cámaras). En el caso de las cámaras C_W , la adquisición de las secuencias de video es realizada en *MATLAB*®, empleando el Toolbox de Adquisición de Imágenes, por lo que cada dispositivo inicia la adquisición en tiempos distintos, generando un desfase entre las secuencias de video. Por esto, una vez obtenida la información, se debe realizar una sincronización de las secuencias de video para que las imágenes

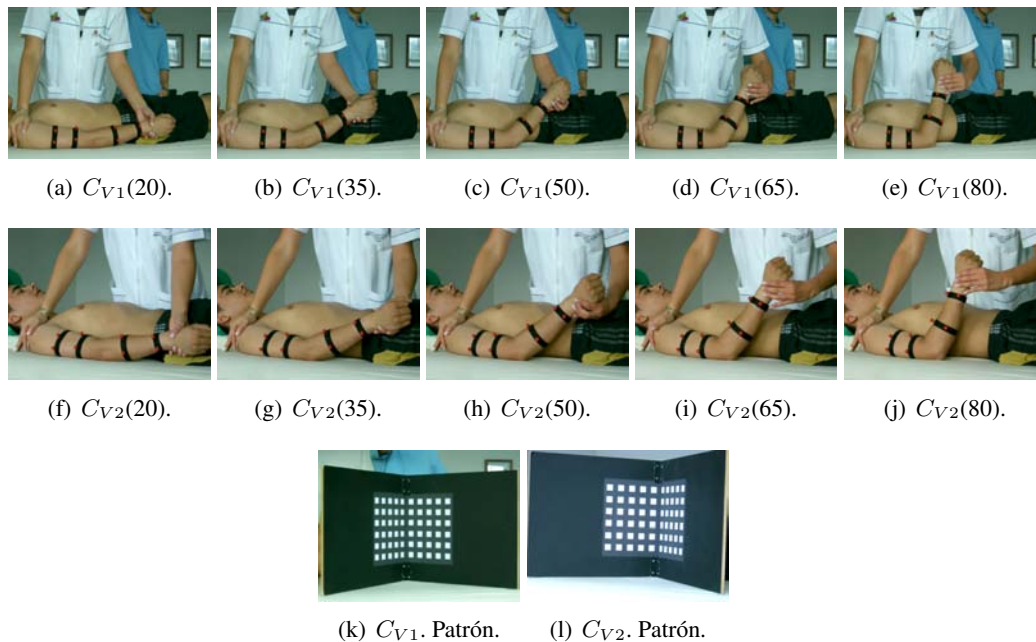


Figura 2.12: Evaluación pasiva de flexión de codo (Rastreo). El número en paréntesis indica el número del cuadro.



Figura 2.13: Muñeco de prueba.

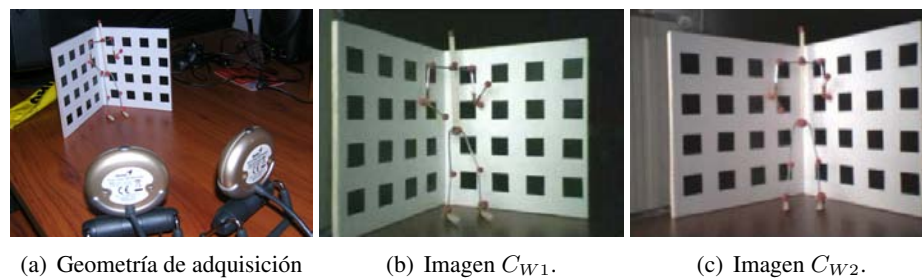


Figura 2.14: Adquisición para reconstrucción de postura.

nes correspondan con los mismos instantes de tiempo. El procedimiento completo para la adquisición y sincronización de los videos es presentado en el Algoritmo 1.

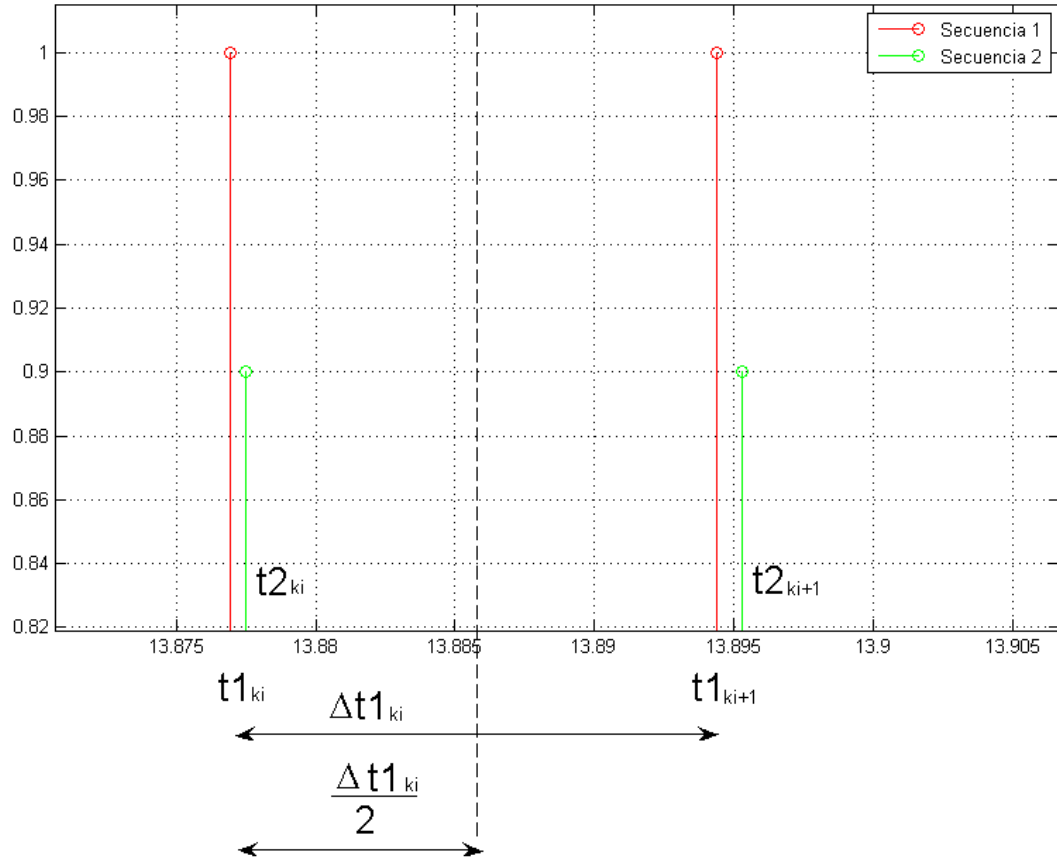


Figura 2.16: Tiempos para la sincronización de las secuencias.

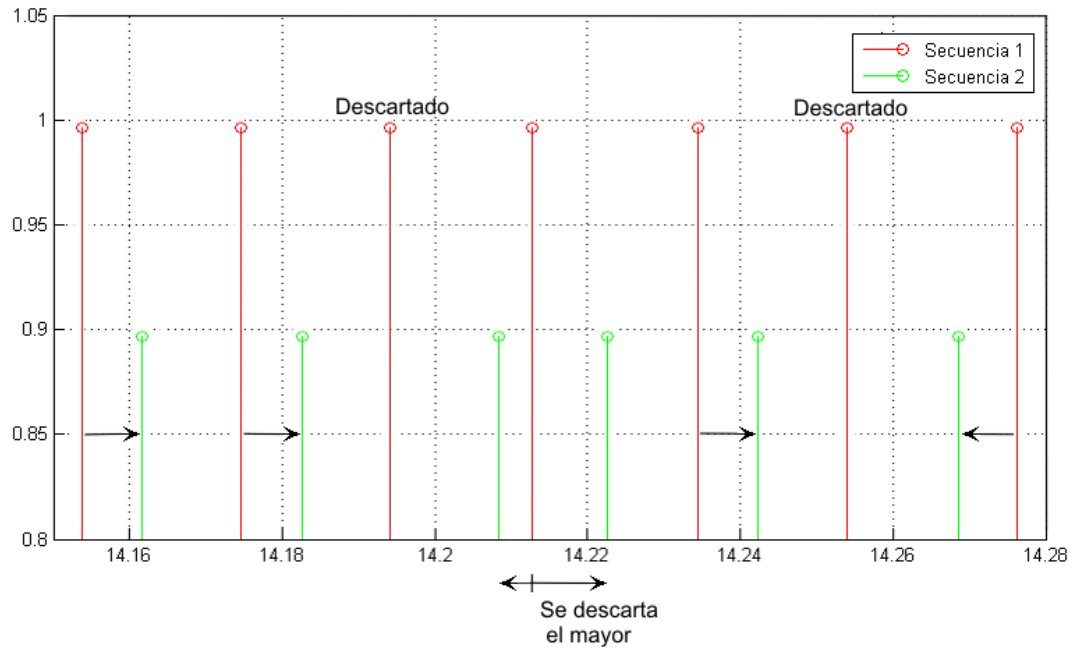


Figura 2.17: Distintos casos que se deben evaluar al sincronizar dos secuencias de video.

Con base en el Algoritmo 1, se plantea que es posible corregir los errores de sincronización, eliminando aquellos cuadros adicionales que introducen desfases entre las secuencias, siempre y cuando este 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.

Sumario

Se realizó una descripción de la metodología de adquisición que le permite al sistema adaptarse a la infraestructura del lugar.

El tipo de imágenes adquiridas, determina que la información que será procesada en las siguientes etapas, proviene de una cámara de fotografía digital y dos cámaras de video (digital y Web), con las cuales se adquieren imágenes en alta y baja resolución.

El sistema emplea dos esquemas de marcaje (para 2D y 3D), cuya implementación es muy económica.

La geometría de adquisición depende estrictamente de los protocolos de evaluación de la AMA, y se define para medición en 2D, y para la medición y el rastreo en 3D, teniendo en cuenta los procedimientos y las restricciones respectivas para cada caso.

La sincronización de las secuencias de video se realiza gracias al control remoto de las cámaras, sin embargo, para los dispositivos que no poseen este sistema, se definió un procedimiento que hace posible obtener secuencias de video sincronizadas.

Procesamiento digital de imágenes

Una vez adquiridas las imágenes, la siguiente etapa para dar solución al problema mostrado en el Capítulo 1, es el procesamiento digital de imágenes. En este Capítulo se describe el proceso de diseño de algoritmos que con base en diferentes técnicas, llevan a cabo la tarea de extraer automáticamente las zonas de la imagen que corresponden al marcaje corporal. La información brindada por el marcaje (coordenadas de sus centros de masa), se emplea para la medición de la amplitud del arco de movilidad que es finalmente la característica base para dar un diagnóstico y tener fundamentos a la hora de evaluar la evolución de una terapia de rehabilitación.

Las técnicas de procesamiento son seleccionadas de acuerdo a la precisión y rapidez en la obtención de la medición, buscando que el sistema sea costo-eficiente. Ya que se trabaja con imágenes de alta y baja resolución, hay que tratar de disminuir al máximo la carga computacional y por ende el tiempo de proceso. Para lograr esto, se aprovecha la característica tamaño del marcaje, pues como lo muestra la Figura 3.1, este ocupa sólo unas pequeñas porciones de la imagen, lo que permite que el espacio de búsqueda se pueda restringir a estas pequeñas regiones.

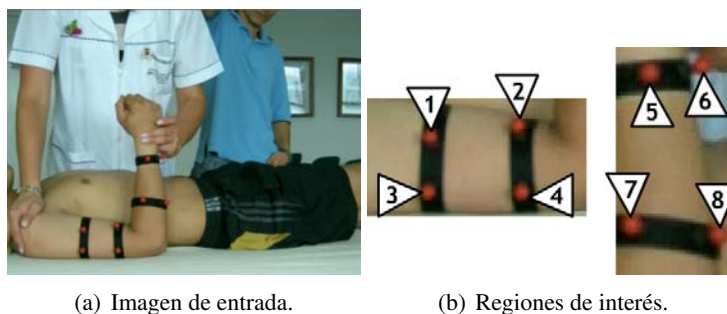


Figura 3.1: Imagen de análisis (evaluación pasiva de extensión de codo).

Como puede verse, la búsqueda del marcaje debe ser realizada estratégicamente, partiendo de la definición global de las coordenadas del paciente, reduciendo de esta forma la búsqueda a la región de la imagen ocupada por este, donde se tiene la certeza de encontrar las regiones de interés.

Un aspecto fundamental que debe ser analizado, es la dependencia o no de las condiciones de adquisición de las imágenes (la metodología de adquisición fue descrita en detalle en el Capítulo 2). El sistema desarrollado trabaja con la iluminación que posea el consultorio y adicionalmente con el flash de la cámara (cuando se toman fotografías), es decir, no se requieren condiciones de iluminación específicas. El fondo de las imágenes puede ser no homogéneo (no tiene que de ser de un color específico), es decir, no se debe modificar el

mobiliario del lugar donde se realicen las tomas, lo único que hay que cuidar es que no interfiera la visibilidad. Las características anteriormente descritas ayudan a reducir el presupuesto necesario, pero implica un aumento en el tiempo de proceso, pues es necesario adicionar etapas de preproceso fundamentales para que el sistema tenga la robustez adecuada.

A continuación se describe la metodología de segmentación del marcaje corporal, comenzando desde la eliminación de fondo y terminando con la extracción de las coordenadas de los centros de masa de cada uno de los marcadores puestos sobre el paciente.

3.1. Eliminación de fondo

La definición global de las coordenadas del paciente y posterior extracción del marcaje, se tratan como un problema clásico de segmentación, que consiste en dividir una imagen en un conjunto de regiones homogéneas Ω_i que no se traslapan, es decir [28]:

$$\Omega = \cup_{i=1}^n \Omega_i, \quad \Omega_i \cap \Omega_j = \emptyset, \quad \forall i \neq j,$$

siendo Ω el dominio de la imagen. Las diferentes regiones son formadas según criterios tales como intensidad de gris, homogeneidad de color, coherencia de la textura, disimilaridad, entre otros. Como se aprecia en la Figura 3.1(b) el criterio de agrupación a utilizar es la homogeneidad del color del marcaje, que corresponde al rojo. Pero no se puede entrar a separar las regiones de marcaje, sin antes identificar la región de la imagen que corresponde al paciente puesto que:

$$\Omega = \Omega_B \cup \Omega_P,$$

donde, Ω_B corresponde a la región que pertenece al fondo y Ω_P es la región que corresponde al paciente, al evaluador y otras personas que puedan estar presentes durante la evaluación. Una vez determinada Ω_P , se pueden separar las regiones del marcaje debido a que:

$$\Omega_P = \Omega_S \cup_{i=1}^n \Omega_{m_i},$$

siendo, Ω_S las regiones de piel y vestuario del paciente y Ω_{m_i} corresponden a las regiones de los n marcadores respectivamente.

De la adquisición se tiene que Ω_B es no homogéneo. Se utiliza una técnica que permite que las imágenes sean adquiridas bajo estas condiciones. Esta técnica es muy común en sistemas de captura del movimiento humano [16, 29, 19, 26, 21], el método se basa en modelado o identificación a priori del fondo. Para esto se toman imágenes del escenario sin presencia alguna de personas y se compara con las imágenes tomadas en presencia de estas. Por medio de una umbralización se determinan las coordenadas de Ω_B y Ω_P . El problema recae en la selección adecuada del umbral, pues si se es muy estricto las regiones que se descartan poseen información relevante (ver Figura 3.2(d)) y por el contrario si se es muy flexible se incluye información innecesaria (ver Figura 3.2(e)).

Para resolver el problema de la selección del umbral se adopta la técnica propuesta en [30], donde se usa un esquema de variación de la resolución y del umbral, ya que a escalas pequeñas la información que prevalece es la más relevante. El esquema de eliminación de fondo en este trabajo no emplea variación del umbral. Lo que se hace es seleccionar un umbral muy pequeño y hacer la comparación de las imágenes en una resolución baja.

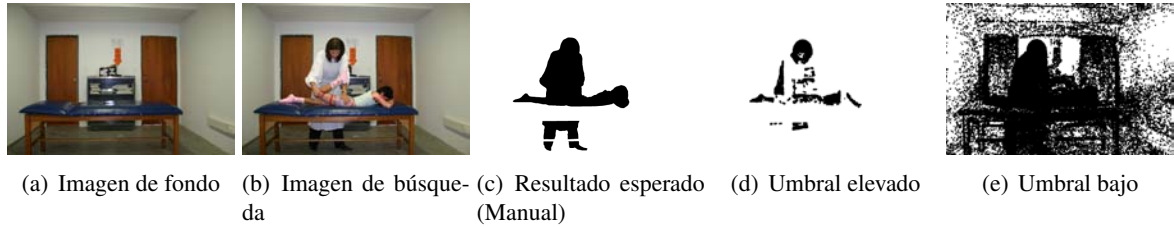


Figura 3.2: Segmentación de Ω_B (región blanca) y Ω_P (región negra).

La Figura 3.3 muestra una prueba hecha a distintas resoluciones, es evidente la disminución de las regiones irrelevantes para el análisis. Se anota que el algoritmo luego de la comparación realiza una etapa de apertura (erosión-dilatación) de regiones para eliminar las más pequeñas.

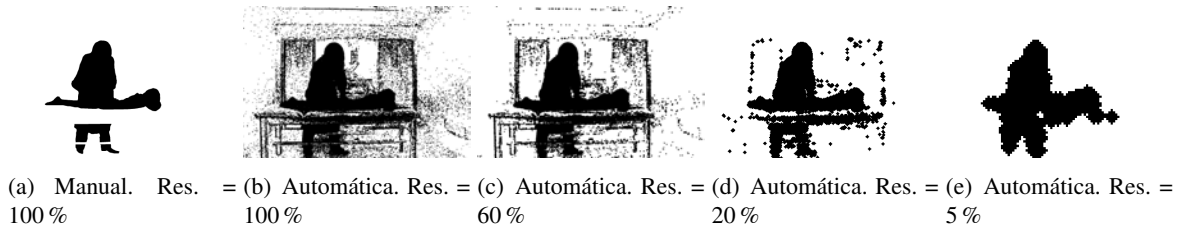


Figura 3.3: Eliminación de fondo. Los parámetros del algoritmo se mantienen fijos, se varía la resolución de la imagen.

Como lo muestra la Figura 3.4 al comparar las segmentaciones (se aclara que la imagen resultado se reescala a las coordenadas originales), se aprecia como la región gris contiene a la negra en su totalidad, garantizando que Ω_P posee las características que se buscan, es decir contiene tanto al paciente, al evaluador y otros, y con estos a las regiones Ω_{m_i} .



Figura 3.4: Comparación de las segmentaciones. Región negra = Ω_P segmentada manualmente, región gris = Ω_P segmentada automáticamente.

Antes de comenzar con la extracción de la Ω_{m_i} , se puede agregar una característica a la eliminación de fondo partiendo de la condición de que el marcaje es de color rojo. Lo que se hace es vincular esta restricción en la comparación de las imágenes de fondo y análisis, y además de verificar cuales regiones han cambiado, se verifica que la region haya tenido una variación considerable en los niveles de rojo. El procedimiento completo de eliminación de fondo es presentado en el Algoritmo 2.

La Figura 3.5 muestra uno de los resultados de la eliminación de fondo, como puede verse además de

Algoritmo 2 Eliminación de fondo.

Requiere: I_B : imagen del fondo en RGB.

I_A : imagen de análisis en RGB. $I_X(R)$, $I_X(G)$ e $I_X(B)$ corresponden a la información los canales rojo, verde y azul respectivamente, el subíndice X varía si la imagen es la de análisis o la de fondo.

n_r : constante de reescalamiento.

Salida: I_P : imagen con la información de I_A únicamente en las coordenadas de no fondo.

Paso 1 Reescalar I_B e I_A en un factor n_r .

Paso 2 Calcular $I_{B_{RB}} = I_B(R)/I_B(B)$ e $I_{B_{RG}} = I_B(R)/I_B(G)$, e $I_{A_{RB}} = I_A(R)/I_A(B)$ e $I_{A_{RG}} = I_A(R)/I_A(G)$.

Paso 3 Calcular $I_a = I_{A_{RB}} - I_{B_{RB}}$ e $I_b = I_{A_{RG}} - I_{B_{RG}}$

Paso 4 Calcular la máscara preliminar de información de no fondo $I_{P_r} = (I_a > 0) \cup (I_b > 0)$.

Paso 5 Hacer la erosión-dilatación de I_{P_r} para eliminar regiones pequeñas.

Paso 5 Obtener I_{P_b} mediante el reescalamiento de I_{P_r} en un factor $1/n_r$.

Paso 6 Calcular $I_P = I_A \cdot I_{P_b}$.

eliminar las regiones de la imagen diferentes al fondo, también fueron eliminadas las regiones que cambiaron y que no tienen predominancia de rojo (en el vestuario del evaluador y del paciente).

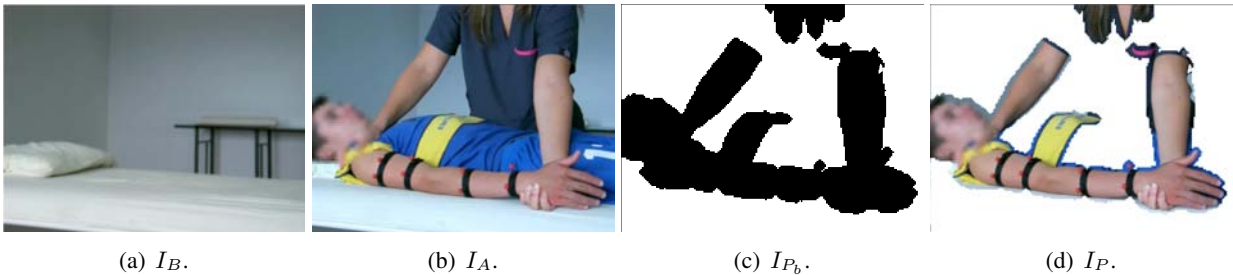


Figura 3.5: Eliminación de fondo con $n_r = 0,3$.

3.2. Segmentación del marcaje

Una vez determinada Ω_P (coordenadas de no fondo en I_P del Algoritmo 2) se debe entonces comenzar con la búsqueda de las Ω_{m_i} . El algoritmo de búsqueda general se basa en el mismo principio de análisis multiresolución, la diferencia radica en que no se hace una comparación entre dos imágenes sino que como se mencionó en la Sección 3.1, se buscan las regiones donde el color rojo sea homogéneo.

Al enfocarse sobre un color (rojo), lo primero que hay que hacer es definir los parámetros que ayudan a diferenciar si una región es o no aceptada, para facilitar este proceso, se diseña el Algoritmo 3 con base en el principio de que la intensidad de la información del canal que se quiera resaltar (se hace mención a los canales RGB que corresponde al espacio del color en el que se esta trabajando), debe prevalecer sobre

los otros dos canales. Acá vuelve a aparecer el problema de la selección del umbral con el cual son o no aceptadas las regiones, como lo exhibe el Algoritmo 3, este inconveniente se soluciona de tal manera que se establece un umbral dinámico, ya que es diferente para cada imagen y depende estrictamente de los valores de intensidad, adicionalmente se incorpora una tolerancia T_r con la cual se restringe el rango de valores que son aceptados con respecto al umbral seleccionado.

Algoritmo 3 Identificación rojo.

Requiere: I_P : imagen de análisis una vez ha sido eliminado el fondo.

n_m : cantidad de regiones Ω_{m_i} .

u : constante utilizada para descartar valores de intensidad bajos.

T_r : rango de tolerancia de los valores de rojo.

Salida: I_{R_i} : imagen con las n_m regiones Ω_{m_i} .

Paso 1 Calcular $I_{P_{RG}} = I_P(R) - I_P(G)$ e $I_{P_{RB}} = I_P(R) - I_P(B)$.

Paso 2 Hacer cero los $I_{P_{RG}} < u$ e $I_{P_{RB}} < u$.

Paso 3 Calcular $I_{R_r} = I_{P_{RG}} - I_{P_{RB}}$.

Paso 4 Calcular $M_r = T_r \text{sup} \{I_{R_i}\}$.

Paso 5 Utilizando M_r , binarizar I_{R_r} de tal forma que

$$I_{R_b} = \begin{cases} 1 & \text{si } I_{R_r} > M_r \\ 0 & \text{en otro caso} \end{cases}$$

Paso 6 La imagen de salida I_{R_i} se obtiene al dejar las n_m regiones de mayor tamaño en I_{R_b} .

La Figura 3.6 muestra los resultados de las diferentes etapas del Algoritmo 3, es claro como se logra la identificación de las regiones predominantemente rojas que son las Ω_{m_i} .

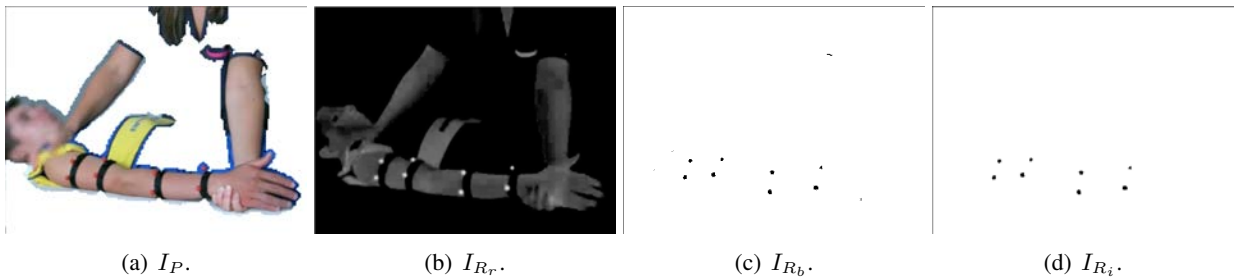


Figura 3.6: Identificación de rojo para $n_m = 8$, $u = 20$ y $T_r = 0,55$.

Hasta este punto la segmentación ha detectado de manera correcta las regiones rojas, pero una situación particular produce resultados indeseados. La selección de la región se basa primero en el color (ver Figura 3.7(c)) y luego en el tamaño (ver Figura 3.7(d)), esta segunda característica ocasiona que algunas de las regiones Ω_{m_i} no correspondan al marcaje. Para corregir esto, es necesario incorporar una etapa adicional al Algoritmo 3. El algoritmo resultante utiliza los mismos principios, el problema es que requiere de una etapa más de umbralización, lo que implica mayor carga computacional y es por esta razón que se prefiere dejar dos algoritmos en lugar de un generalizado, puesto que son utilizados en distintas etapas del proceso.

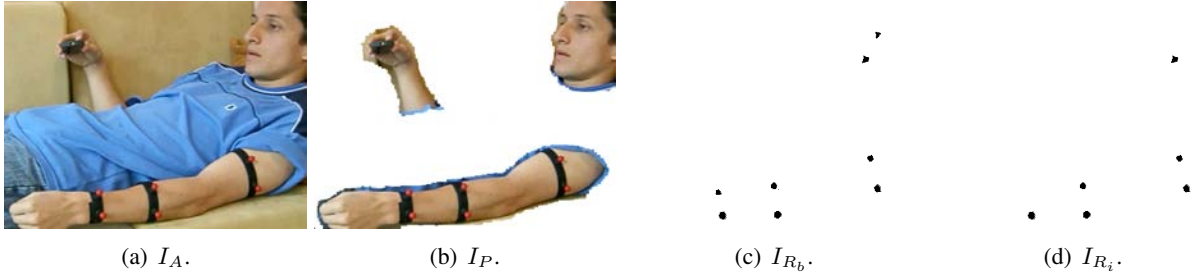


Figura 3.7: Identificación incorrecta de las Ω_{m_i} para $n_m = 6$, $u = 20$ y $T_r = 0,55$.

La solución al problema de identificación incorrecta de las Ω_{m_i} se logra mediante el Algoritmo 4, la diferencia con el Algoritmo 3 es que se emplean dos tolerancias para la identificación de las regiones.

Algoritmo 4 Identificación rojo más rojo.

Requiere: I_P : imagen de análisis una vez ha sido eliminado el fondo.

n_m : cantidad de regiones (Ω_{m_i}).

u : constante utilizada para descartar valores de intensidad bajos.

T_{rH} : rango superior de tolerancia de los valores de rojo.

T_{rL} : rango inferior de tolerancia de los valores de rojo.

Salida: I_{R_i} : imagen con las n_m regiones Ω_{m_i} .

$coor_{xy}$: matriz de $n_m \times 2$ con las coordenadas x e y de los centros de masa de las Ω_{m_i} .

Paso 1 Calcular $I_{PRG} = I_P(R) - I_P(G)$ e $I_{PRB} = I_P(R) - I_P(B)$.

Paso 2 Hacer cero los $I_{PRG} < u$ e $I_{PRB} < u$.

Paso 3 Calcular $I_{R_r} = I_{PRG} - I_{PRB}$.

Paso 4 Calcular $M_{rH} = T_{rH} \sup \{I_{R_i}\}$ y $M_{rL} = T_{rL} \sup \{I_{R_i}\}$.

Paso 5 Utilizando M_{rH} y M_{rL} , binarizar I_{R_r} de tal forma que

$$I_{RH_b} = \begin{cases} 1 & \text{si } I_{R_r} > M_{rH} \\ 0 & \text{en otro caso} \end{cases} \quad \text{e} \quad I_{RL_b} = \begin{cases} 1 & \text{si } I_{R_r} > M_{rL} \\ 0 & \text{en otro caso} \end{cases} .$$

Paso 6 Dejar las n_m regiones de mayor tamaño en I_{RH_b} .

Paso 7 La imagen de salida I_{R_i} corresponde a dejar las regiones donde $I_{RL_b} \cap I_{RH_b} \neq \emptyset$.

Paso 8

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

8.1 $coor_{xy}(i, 1) =$ coordenada x del centro de masa de Ω_{m_i} .

8.2 $coor_{xy}(i, 2) =$ coordenada y del centro de masa de Ω_{m_i} .

Fin Para

La Figura 3.8 muestra uno de los resultados del Algoritmo 4, es claro como se corrige el problema de la detección incorrecta y se logra un aumento en el área segmentada del marcaje.

Los Algoritmos 2, 3 y 4 permiten, primero, que las imágenes sean adquiridas en presencia de un fondo no

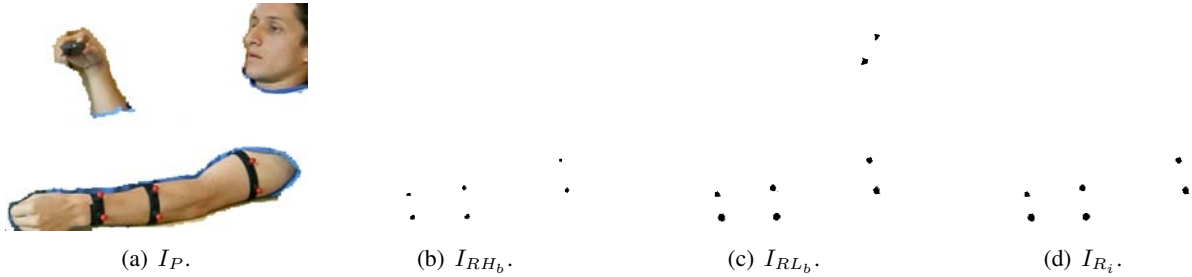


Figura 3.8: Identificación rojo más rojo para $n_m = 6$, $u = 20$, $T_{rH} = 0,7$ y $T_{rL} = 0,55$.

homogéneo, y segundo, garantizan que las zonas identificadas como marcaje, realmente corresponden con este. Estas etapas de procesamiento tienen buen desempeño para las imágenes que poseen las características de color apropiadas, es decir, si al examinar un objeto que en la realidad es de un color, en la imagen adquirida también lo es. En algunos casos debido a condiciones de iluminación, resolución de las imágenes, algoritmos de compresión, la respuesta de los sensores de las diferentes cámaras, entre otros, la imagen (en intensidad de color) no resulta ser tan fiel a la realidad. Para compensar esta situación se incluye una fase de ajuste de las imágenes.

3.3. Ajuste del 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, al estar ser examinados sobre las imágenes, deben conservar la característica de color.

La Figura 3.9 muestra dos imágenes de la misma escena adquiridas simultáneamente con dos cámaras C_V . La variación de la respuesta de los sensores de las cámaras es notoria. El análisis se enfoca sobre las regiones del marcaje, las Figuras 3.9(c) y 3.9(d) muestran como se ve el mismo marcador en cada una de las cámaras.

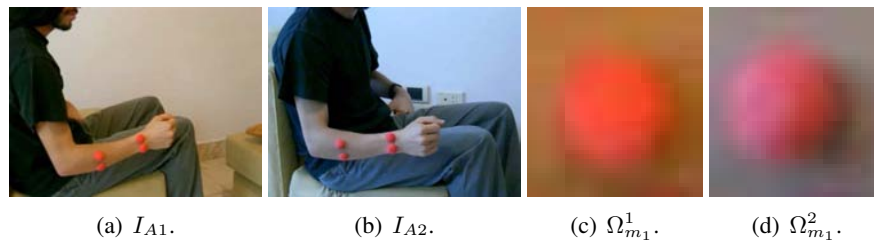


Figura 3.9: Diferencia en la adquisición simultánea.

Si sólo se tuviera la información del histograma, al analizar el que se muestra la Figura 3.10(a) se puede concluir que hay una 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 3.10(b) no se pueden inferir las mismas conclusiones.

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 3.11 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

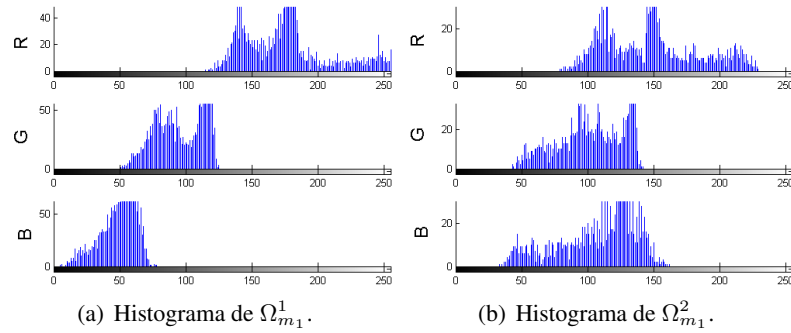


Figura 3.10: Análisis del histograma.

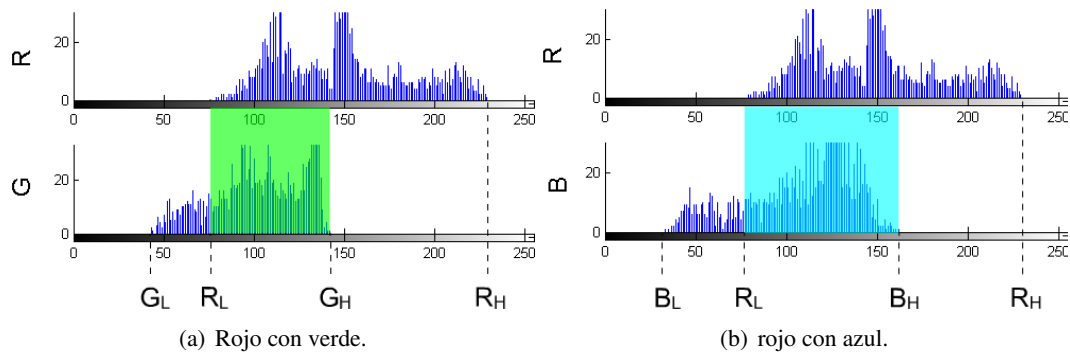


Figura 3.11: Zonas de traslape.

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 Ω_{m_i} obtenidas mediante el Algoritmo 3 y de aquí se seleccionan los valores de los límites inferior y superior. El proceso completo está descrito en el Algoritmo 5.

En la Figura 3.12 se muestra una imagen de una de las regiones Ω_{m_i} antes y después del ajuste, al analizar el histograma de la imagen ajustada (ver Figura 3.13), se verifica la eliminación del solapamiento de los canales de color.

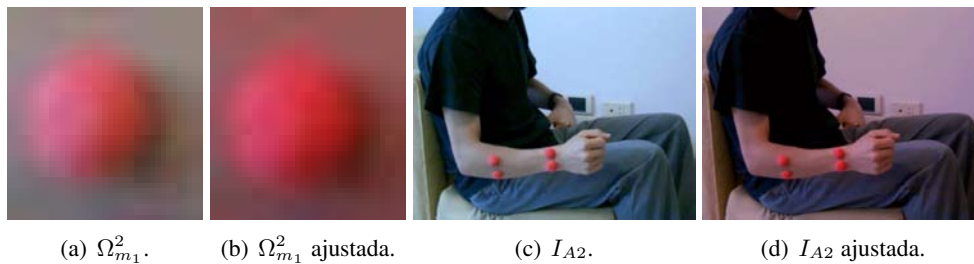


Figura 3.12: Resultado del ajuste.

Con el ajuste de contraste se da por terminada la explicación de los métodos desarrollados para el procesa-

Algoritmo 5 Ajuste de imagen.

Requiere: I_{R_i} : imagen con las n_m regiones Ω_{m_i} (resultado del Algoritmo 3).

n_m : cantidad de regiones Ω_{m_i} .

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} .

miento de las imágenes del sistema planteado en este trabajo. A continuación se muestran los resultados de la evaluación del desempeño de los distintos algoritmos descritos a lo largo del capítulo.

3.4. Evaluación del desempeño

La calidad en la medición y la reconstrucción depende estrictamente de que tan bien identificadas hayan quedado las áreas de la imagen que corresponden al marcaje, como se verá en el Capítulo 5 una vez han sido segmentadas las Ω_{m_i} , se procede a medir y/o reconstruir su posición en el espacio 3D a partir de las coordenadas de los centros de masa. Por esta razón la evaluación del desempeño se enfoca en determinar la calidad de la estimación de estas coordenadas.

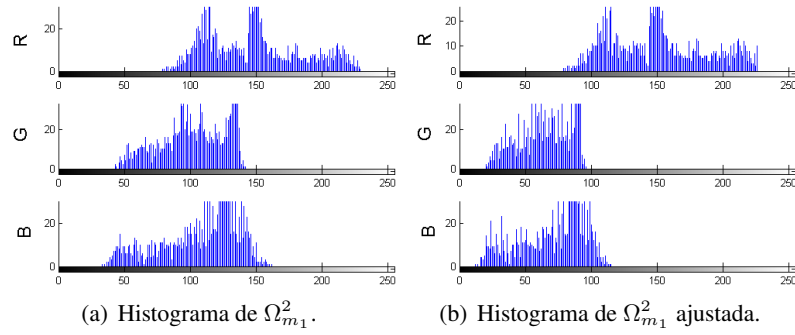


Figura 3.13: Eliminación del traslape.

3.4.1. Evaluación de la segmentación

La evaluación de resultados se realiza a partir de la matriz de confusión (MC) [31], también llamada matriz de contingencia, la cual es una herramienta muy utilizada para la presentación y el análisis del resultado de una clasificación o segmentación para este caso. Es una matriz cuadrada de orden n igual al número de regiones. En las filas se representan las regiones reales mientras que en las columnas se representan las regiones asignadas por el segmentador. Para un segmentador de dos regiones la matriz de confusión será:

	Región 1 (Obtenida)	Región 2 (Obtenida)
Región 1 (Real)	Verdaderos región 1	Falsos región 2
Región 2 (Real)	Falsos región 1	Verdaderos región 2

Tabla 3.1: Matriz de confusión.

Para realizar un mejor análisis del segmentador se cambia la notación de la MC y se determinan las métricas de desempeño [32]. La transformación se realiza así: los píxeles que son segmentados correctamente toman la notación de verdaderos y los segmentados incorrectamente toman la notación de falsos; además, si los píxeles pertenecen a la región a analizar son positivos y si pertenecen a las otras regiones son negativos. Finalmente se obtiene la Tabla 3.2.

	Positivo	Negativo	
Verdadero	Verdadero Positivo (VP)	Falso Negativo (FN)	Falso
Falso	Falso Positivo (FP)	Verdadero Negativo (VN)	Verdadero

Tabla 3.2: Cambio en la notación de la matriz de confusión.

Las métricas de desempeño toman valores de 0-1 ó de 0%-100%. Para la efectividad ($PVP = \frac{VP}{(VP+FN)}$), la especificidad ($PVN = \frac{VN}{(VN+FP)}$) y la precisión ($VPP = \frac{VP}{(VP+FP)}$), el valor ideal es del 100%, y para las métricas, error positivo ($PFN = \frac{FN}{(VP+FN)}$) y error negativo ($PFP = \frac{FP}{(VN+FP)}$) el valor ideal es del 0%.

3.4.2. Evaluación de la ubicación de los centros de masa

El desempeño de los resultados de las pruebas de la localización de los diferentes puntos es evaluado a través de la comparación de los resultados obtenidos de manera automática, con los resultados del etiquetado manual. A partir del error de cada muestra (Ecuación 3.1), se obtiene el valor del error promedio en píxeles (Ecuación 3.2) y el error cuadrático medio (Ecuación 3.3) para cada uno de los puntos en sus respectivas coordenadas (x, y) .

$$\varepsilon_i = p_m - p_a \quad (3.1)$$

con, p_m y p_a como coordenadas de los puntos manual y automático respectivamente.

$$\langle \varepsilon \rangle = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N \varepsilon_i \quad (3.2)$$

$$\Delta \varepsilon = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^N (\varepsilon_i - \langle \varepsilon \rangle)^2}{N(N-1)}} \quad (3.3)$$

donde, N corresponde al número de muestras.

La evaluación del desempeño se realiza sobre la siguiente base de datos de prueba, adquirida según los lineamientos establecidos en el Capítulo 2:

1. 100 fotografías de distintas evaluaciones de la AMA activa y pasiva. 50 % de las imágenes corresponden a tomas 2D y el 50 % restante a 3D. Se hará referencia como I_F .
2. 5 secuencias de video filmadas con las cámaras C_V de las cuales fueron extraídos 50 cuadros de cada secuencia. Se hará referencia como I_V .
3. 3 secuencias de video filmadas con las cámaras C_W de las cuales fueron extraídos 20 cuadros de cada secuencia. Se hará referencia como I_W .

3.4.3. Pruebas realizadas

Para probar el segmentador se extraen las Ω_{m_i} de cada una de las imágenes de la base de datos de prueba y se calcula su respectiva MC, y de esta, las métricas de desempeño. Los errores $\langle \varepsilon \rangle$ y $\Delta \varepsilon$ se calculan de la ubicación de los centros de masa. La comparación se realiza contra un *GroundTruth* (segmentación manual realizada por un experto) de toda la base de datos de prueba.

Las pruebas realizadas consisten en:

1. Segmentación y ubicación automática de los centros de masa sin ajuste de imagen. Se asignará un superíndice $-a$, por ejemplo la prueba a la base de datos I_F sin ajuste equivale a I_F^{-a}
2. Segmentación y ubicación automática de los centros de masa con ajuste de imagen. Se asignará un superíndice a .

Adicionalmente se estableció el porcentaje en el cual se segmentaba una secuencia de video completa, es decir en cuantos cuadros se dejaron de segmentar algunas de las Ω_{m_i} , la métrica se calcula como

$$P_s = (T_s/T) [\%],$$

donde T_s es el total de cuadros correctamente segmentados y T es el total de cuadros de la secuencia.

3.4.4. Resultados

Las métricas de desempeño de todas las pruebas son mostradas en la Tabla 3.3 (los cálculos son realizados a partir de las Tablas que se encuentran en el Anexo D).

Prueba	PVP [%]	PVN [%]	VPP [%]	PFN [%]	PPF [%]
I_F^{-a}	91,05	99,35	99,29	8,95	0,65
I_F^a	96,35	99,78	99,77	3,65	0,22
I_V^{-a}	76,48	98,64	98,25	23,52	1,36
I_V^a	88,51	99,01	98,89	11,49	0,99
I_W^{-a}	67,21	97,36	96,22	32,79	2,64
I_W^a	72,19	98,05	97,37	27,81	1,95

Tabla 3.3: Métricas de desempeño.

La Tabla 3.4 muestra el compendio de los resultados en la ubicación de los centros de masa. El error está dado en píxeles.

Prueba	$\langle \varepsilon \rangle_x$	$\Delta \varepsilon_x$	$\langle \varepsilon \rangle_y$	$\Delta \varepsilon_y$
I_F^{-a}	1,98	0,3145	1,87	0,2895
I_F^a	1,12	0,1483	1,16	0,1286
I_V^{-a}	2,05	0,4871	2,35	0,4157
I_V^a	1,25	0,2819	1,26	0,2193
I_W^{-a}	4,02	0,3846	4,38	0,6047
I_W^a	3,02	0,3846	2,95	0,4178

Tabla 3.4: Error en la ubicación automática de puntos.

La Tabla 3.5 muestra los resultados del porcentaje de segmentación.

Prueba	P_s [%]
I_V^{-a}	85,6
I_V^a	98,9
I_W^{-a}	78,4
I_W^a	91,3

Tabla 3.5: Porcentaje de segmentación.

Al analizar las Tablas 3.3, 3.4 y 3.5, se puede llegar a las siguientes conclusiones:

- La etapa de ajuste de imagen disminuye considerablemente el error, sobre todo en la segmentación. El aumento no es significativo en la ubicación de los centros de masa pero hay que notar que los errores son muy pequeños.
- Aunque el desempeño del segmentador sin ajuste no es muy bueno, el error en la ubicación de los centros de masa es bajo, el problema es que al evaluar el porcentaje de segmentación, el resultado está por debajo del 90 %, haciendolo poco confiable.
- El porcentaje de segmentación del Algoritmo 4 (con ajuste) es muy bueno para las cámaras C_V . 98,9 % indica que la segmentación no es adecuada en un promedio de 2 imágenes por secuencia, lo cual no es crítico.
- A pesar de haber logrado un aumento notable en el porcentaje de segmentación para las cámaras C_W . 91,3 % indica que la segmentación no es adecuada en un promedio de 21 imágenes por secuencia, lo cual es nocivo, pues es casi el 10 % de la secuencia.
- El Algoritmo 3 que no utiliza la etapa de ajuste puede ser utilizado para realizar una identificación previa de las regiones rojas y con estas realizar el ajuste.
- En la implementación del segmentador completo deben ser incorporados los Algoritmos 5 y 4, si se quieren obtener resultados satisfactorios.

3.5. Metodología de segmentación

Una vez diseñados, implementados y evaluados los distintos algoritmos que forman parte de la fase de segmentación, lo único que queda es establecer el procedimiento completo con el cual se logra la extracción adecuada de los centros de masa, de cada una de las regiones correspondientes al marcaje corporal.

La metodología de segmentación de marcaje queda entonces definida mediante el Algoritmo 6. La segmentación comienza con la identificación previa del rojo, seguida por el ajuste de la imagen, garantizando con esto, que la fase final de ubicación de puntos, tenga un desempeño elevado.

Las constantes resultantes de la etapa de ajuste, son rescatadas para con estas seguir ajustando las imágenes siguientes (en una secuencia de video), pues se asume que en el tiempo durante el cual se realiza la filmación, las condiciones no varían drásticamente. Utilizando estos procedimientos, se requiere un tiempo promedio de proceso (en segundos) de 1,125 y 0,175, cuando se trabaja con imágenes de alta y baja resolución respectivamente. La forma como es utilizada la metodología de segmentación para la obtención de la trayectoria en 3D, se describe en el Capítulo 5.

Sumario

Se estableció la estrategia para la extracción de las coordenadas de los centros de masa, de las regiones correspondientes al marcaje corporal, de tal forma, que los algoritmos funcionan bajo las condiciones de adquisición exigidas (fondo no homogéneo, sin iluminación especializada, sin modificación del mobiliario, entre otras).

La selección de los umbrales, a diferencia de las técnicas encontradas en la bibliografía, se realiza de manera dinámica, con base en los valores de intensidad de cada una de las imágenes. Adicionalmente, se

Algoritmo 6 Extracción centros de masa.

Requiere: I_B : imagen del fondo en RGB.

I_A : imagen de análisis en RGB.

n_r : constante de reescalamiento.

n_m : cantidad de regiones Ω_{m_i} .

u : constante utilizada para descartar valores de intensidad bajos.

T_{rH} : rango superior de tolerancia de los valores de rojo.

T_{rL} : rango inferior de tolerancia de los valores de rojo.

T_c : porcentaje de aceptación para los valores de los histogramas.

Salida: I_{R_i} : imagen de salida con las n_m regiones Ω_{m_i} .

$coor_{xy}$: matriz de $n_m \times 2$ con las coordenadas x e y de los centros de masa de las Ω_{m_i} .

Paso 1 Obtener $I_P = \text{Algoritmo 2}(I_B, I_A, n_r)$.

Paso 2 Obtener $I_{R_i} = \text{Algoritmo 3}(I_P, n_m, u, T_r)$.

Paso 3 Obtener $R_L, R_H, G_L, G_H, B_L, B_H$ e I_{AA} del Algoritmo 5(I_{R_i}, n_m, T_c).

Paso 4 Obtener I_{R_i} y $coor_{xy}$ del Algoritmo 4($I_{AA}, n_m, u, T_{rH}, T_{rL}$).

desarrolló un método de ajuste de imagen que permite la adaptabilidad a variaciones entre adquisiciones, e incluso, entre respuestas de los sensores de cámaras del mismo tipo.

Con la metodología establecida se garantiza que el error en la ubicación automática de los puntos no supera los 1,5 píxeles para las imágenes adquiridas con las cámaras C_F y C_V , ni los 3,1 píxeles para la adquisición con cámaras C_W .

En este capítulo se describe una configuración para reconstruir la posición 3D de un punto a partir de información proveniente de múltiples vistas. Las correspondencias entre vistas son establecidas de manera automática, utilizando la geometría epipolar del escenario y restringiendo el espacio de búsqueda a las coordenadas de los centros de masa del marcaje corporal. Primero, se presenta una breve descripción sobre la prueba y refinamiento del algoritmo de estimación. Luego, se discuten las consideraciones de la implementación real y el preproceso necesario. Finalmente se muestran y discuten algunos resultados.

4.0.1. Notación

Para la presentación de los algoritmos de procesamiento las cámaras reales se denotan como P_1 y P_2 mientras que las realizaciones se definen como P'_1 y P'_2 . Las correspondencias son $\mathbf{x}_i^1 = (w_i^1 x_i^1, w_i^1 y_i^1, w_i^1)^T$ y $\mathbf{x}_i^2 = (w_i^2 x_i^2, w_i^2 y_i^2, w_i^2)^T$ y los puntos 3D \mathbf{X}'_i y \mathbf{X}_i son las versiones distorsionadas y reales respectivamente. Si cualquier elemento D sin importar que sea matriz o vector está normalizado por T , este se denota como \hat{D} . Para un vector $\mathbf{t} = (t_x, t_y, t_z)^T$, su matriz simétrica oblicua viene dada por:

$$[\mathbf{t}]_{\times} = \begin{pmatrix} 0 & -t_x & t_y \\ t_x & 0 & -t_z \\ -t_y & t_z & 0 \end{pmatrix}$$

4.1. Geometría de dos vistas

En la geometría de dos vistas, es posible calcular correspondencias y triangular los puntos 3D mediante la matriz fundamental F que relaciona las dos cámaras. En [33], se propone un algoritmo para estéreo a partir de vistas no calibradas; el algoritmo se basa en la propiedad donde dos pares de cámaras P_1, P_2 y P'_1, P'_2 poseen la misma matriz F y están relacionadas por la matriz de transformación H como: $P_1 = P'_1 H$, $P_2 = P'_2 H$. Así, es posible calcular una realización de un par de cámaras que si bien no son las matrices reales P_1 y P_2 , están relacionadas por la misma matriz fundamental y de ellas se pueden obtener puntos tridimensionales X_d que son producto de la transformación proyectiva de las posiciones reales X , por lo que $X_d = HX$.

4.2. Modelo de cámara, imágenes sintéticas y estimación

Para probar los algoritmos de reconstrucción de la escena y estimación de parámetros, se construye un modelo de un par de cámaras en un escenario sintético que contiene un conjunto de puntos de evaluación. El modelo de cámara aquí usado, corresponde a la matriz de 3×4 P , sin consideraciones de distorsión radial o alguna otra no linealidad. La matriz P se construye como se muestra a continuación:

$$K = \begin{pmatrix} m_x & 0 & 0 \\ 0 & m_y & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \begin{pmatrix} f & 0 & p_x \\ 0 & f & p_y \\ 0 & 0 & 1 \end{pmatrix}, \quad (4.1)$$

siendo m_x, m_y el radio de píxeles por unidad de medida en el mundo, f la distancia focal, y p_x, p_y la distancia del centro de la imagen al origen de las coordenadas del plano imagen. El parámetro de oblicuidad s se adiciona haciendo $k_{12} = s$. Así, queda conformado el conjunto de parámetros intrínsecos de la cámara. Para definir la posición y orientación de la cámara (parámetros extrínsecos), se debe comenzar por el establecimiento de los sistemas de coordenadas de la cámara y el mundo (ver Figura 4.1).

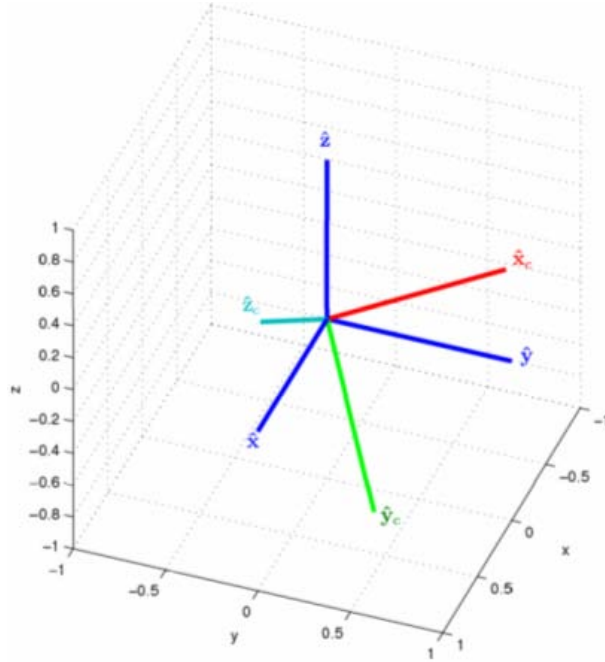


Figura 4.1: Sistemas de coordenadas de la cámara y el mundo.

El eje \hat{z}_c (cada uno de los ejes viene dado de la forma $\hat{v}_c = (v_{c1}, v_{c2}, v_{c3})^T$) define la línea principal de la cámara, el plano $\{\hat{x}_c, \hat{y}_c\}$ es el plano principal y el origen $\mathbf{C} = (c_x, c_y, c_z)^T$ es el centro de cámara. Para propósitos prácticos, se restringen los parámetros de orientación, al definirlos automáticamente. La cámara apunta inicialmente al origen del sistema mundo, y así $\hat{z}_c = -\mathbf{C}/\|\mathbf{C}\|$, $\hat{x}_c = \hat{z}_c \times \hat{z}$, y $\hat{y}_c = \hat{z}_c \times \hat{x}_c$. Hasta este momento \hat{x}_c , \hat{y}_c y \hat{z}_c , tienen el mismo origen que el sistema mundo, lo cual es útil para definir un conjunto de ángulos de rotación $\{\theta_x, \theta_y, \theta_z\}$ que completan la construcción de la matriz de rotación $R = R_x R_y R_z$. Estos ángulos se definen a continuación:

$$\begin{aligned} \theta_x &= -\left(\frac{\pi}{2} + \arcsin\left(\sqrt{y_{c1}^2 + y_{c2}^2}\right)\right), \\ \theta_y &= 0, \\ \theta_z &= \frac{\pi}{2} + \arcsin -x_{c1} \end{aligned}$$

y las correspondientes matrices de rotación

$$R_x = \begin{pmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & \cos \theta_x & \sin \theta_x \\ 0 & -\sin \theta_x & \cos \theta_x \end{pmatrix},$$

$$R_y = \begin{pmatrix} \cos \theta_y & 0 & \sin \theta_y \\ 0 & 1 & 0 \\ -\sin \theta_y & 0 & \cos \theta_y \end{pmatrix},$$

$$R_z = \begin{pmatrix} \cos \theta_z & \sin \theta_z & 0 \\ -\sin \theta_z & \cos \theta_z & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{pmatrix},$$

completando así la matriz de cámara:

$$P = KR[\mathbf{I}_{3 \times 3} | -\mathbf{C}]. \quad (4.2)$$

Una vez se tiene la matriz P , se pueden proyectar los puntos 3D \mathbf{X}_i sobre el plano imagen en los puntos \mathbf{x}_i . La Figura 4.2(a) muestra la configuración de la escena y la Figura 4.2(b) las imágenes resultantes para das cámaras con los mismos parámetros intrínsecos, pero en posiciones diferentes.

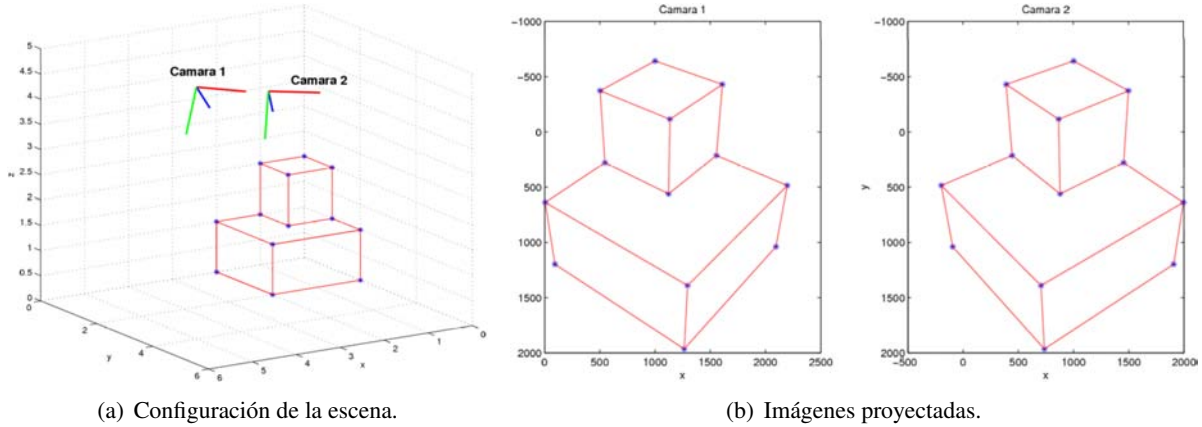


Figura 4.2: Configuración espacial de la cámara e imágenes resultantes.

Se tiene así, un conjunto de puntos conocidos que son correspondencias sobre las cuales es posible iniciar la estimación. En [34], se muestra como es posible calcular la matriz F con un conjunto dado de correspondencias de al menos 8 pares de puntos, condicionando el problema al normalizar los valores que componen el conjunto de ecuaciones. Para un par de correspondencias \mathbf{x}_i^1 y \mathbf{x}_i^2 , donde $\mathbf{x}_i^{2T} F \mathbf{x}_i^1 = 0$, el problema se puede reescribir como:

$$\mathbf{A}_i \mathbf{f} = 0 \quad (4.3)$$

para $w_i^1, w_i^2 = 1$ cuando se trata de posiciones de píxeles, se normalizan los datos a través de transformaciones isotrópicas $\hat{\mathbf{x}}_i^1 = T^1 \mathbf{x}_i^1$ y $\hat{\mathbf{x}}_i^2 = T^2 \mathbf{x}_i^2$ que centran los datos en el origen $\{0, 0\}$ y se escala la distancia promedio a $\sqrt{2}$ [34]. Nótese que los cálculos de estas normalizaciones se hacen para los vectores bidimensionales sin considerar el tercer elemento, los cuales permanecen iguales a 1. La ecuación (4.3) se reescribe con los términos normalizados $\hat{\mathbf{A}}_i = (\hat{x}_i^1 \hat{x}_i^2, \hat{x}_i^1 \hat{y}_i^2, \hat{x}_i^1, \hat{y}_i^1 \hat{x}_i^2, \hat{y}_i^1 \hat{y}_i^2, \hat{y}_i^1, \hat{x}_i^2, \hat{y}_i^2, 1)$ y

$\hat{\mathbf{f}} = (\hat{f}_{11}, \hat{f}_{12}, \hat{f}_{13}, \hat{f}_{21}, \hat{f}_{22}, \hat{f}_{23}, \hat{f}_{31}, \hat{f}_{32}, \hat{f}_{33})$, así $\hat{A} = (\hat{\mathbf{A}}_1^T | \hat{\mathbf{A}}_2^T | \dots | \hat{\mathbf{A}}_n^T)^T$. La solución $\hat{\mathbf{f}}$ se puede obtener fácilmente a través de los multiplicadores de Lagrange como el último autovector de $\hat{A}^T \hat{A}$. Una vez \hat{F} es reconformada, se impone la restricción de hacer su rango igual a 2 que se consigue al descomponer la matriz en valores singulares $UDV^T = \hat{F}$ y hacer el tercer elemento de la matriz $\mathbf{diag}(D)$ igual a 0. La matriz de rango 2 se desnormaliza,

$$F = T^{2T} \hat{F} T^1. \quad (4.4)$$

Con este estimado de F , se tiene un punto de partida para optimizar sus valores utilizando el algoritmo *Gold Standard* [35], que minimiza la función de costo:

$$\sum_i d(\mathbf{x}_i^1, \mathbf{x}'_i)^2 + d(\mathbf{x}_i^2, \mathbf{x}'_i)^2. \quad (4.5)$$

Escogiendo las realizaciones de cámara como $P'_1 = [\mathbf{I}_{3 \times 3} | \mathbf{0}]$ y $P'_2 = [M_{3 \times 3} | \mathbf{t}]$; siendo inicialmente $M = [\mathbf{e}^2]_{\times} F$ y $\mathbf{t} = \mathbf{e}^2$, es posible hacer un estimado inicial de los puntos 3D \mathbf{X}'_i , y $\mathbf{x}'_i{}^1 = P'_1 \mathbf{X}'_i$, $\mathbf{x}'_i{}^2 = P'_2 \mathbf{X}'_i$ son usados para la primer iteración. El algoritmo optimiza $3n + 12$ variables, 12 para P'_2 y $3n$ para los n puntos 3D \mathbf{X}'_i . La optimización corresponde a un método de mínimos cuadrados no lineal, por ejemplo Levenberg-Marquardt. Finalmente $F = [\mathbf{t}]_{\times} M$. Este algoritmo se considera óptimo porque $\mathbf{x}'_i{}^2 T F \mathbf{x}'_i{}^1 = 0$ [35].

4.3. El algoritmo *Gold Standard* modificado

El algoritmo *Gold Standard* para la estimación de la matriz fundamental discutido en la Sección 4.2, presenta algunos problemas durante la optimización, pues, aunque el error fue minimizado como era de esperar $\mathbf{x}'_i{}^2 T F \mathbf{x}'_i{}^1 = 0$, los $3n$ puntos 3D \mathbf{X}' obtenidos, no corresponden a $H\mathbf{X}$. La Figura 4.3(a) muestra los puntos 3D resultantes de las correspondencias mostrada en la Figura 4.2(b).

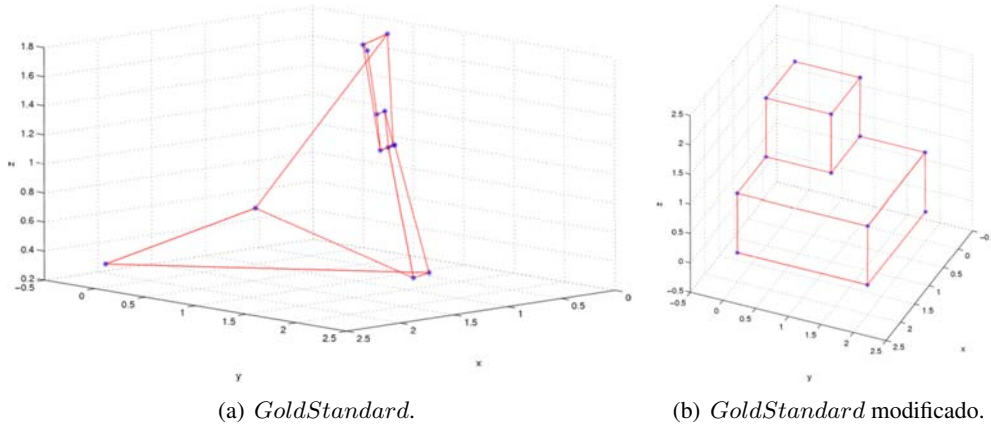


Figura 4.3: Puntos 3D resultantes para los mismos parámetros de cámara para los algoritmos presentados.

Resulta obvio como la reconstrucción del objeto dista de ser la solución esperada y como el valor medio para $\mathbf{x}'_i{}^2 T F \mathbf{x}'_i{}^1$ es $-1,22 * 10^{-16}$, que es muy cercano a 0. Se pudo observar como las soluciones dadas por los algoritmos de estimación lineal eran coherentes aunque sobre una proyectiva con el objeto original, pero dicha coherencia desaparecía al hacer la corrección de escala de los puntos $(w'x', w'y', w'z')^T$, multipli-

cando por $1/w'$. Por tal motivo se propone la modificación del algoritmo *Gold Standard* incrementando el número de variables a optimizar y adicionando algunas normalizaciones.

4.3.1. Las Modificaciones

La inicialización del algoritmo *Gold Standard* considera la previa estimación lineal de puntos 3D, al utilizar las realizaciones de cámara obtenidas de la matriz F calculada mediante cualquier estimación lineal como el algoritmo de 8 puntos, además, debe notarse que la matriz utilizada no está normalizada. La estimación de los puntos 3D se obtiene de las realizaciones de cámara a partir de la matriz \hat{F} . De ésta manera $\hat{P}'_1 = [\mathbf{I}_{3 \times 3} | \mathbf{0}]$ y $\hat{P}'_2 = [\hat{M}_{3 \times 3} | \hat{\mathbf{t}}]$; siendo inicialmente $\hat{M} = [\hat{\mathbf{e}}^2]_{\times} \hat{F}$ y $\hat{\mathbf{t}} = \hat{\mathbf{e}}^2$. Lo anterior implica que se estimará \hat{F} , tal que $(\hat{\mathbf{x}}'_i)^T \hat{F} \hat{\mathbf{x}}'_i = 0$. Además de las consideraciones de datos normalizados, se hace uso de coordenadas que aún no han sido deshomogenizadas, es decir que para la optimización el número de variables se incrementa en n , para un total de $12 + 4n$ variables. Los puntos 3D no necesitan ser desnormalizados. Los \mathbf{X}'_i estimados se transforman a las posiciones reales mediante la matriz H al igual que $P_1 = T_1^{-1} \hat{P}'_1 H$ y $P_2 = T_2^{-1} \hat{P}'_2 H$. Los puntos resultantes se muestran en la Figura 4.3(b).

Las modificaciones al algoritmo *Gold Standard* son mostradas en el Algoritmo 7.

Algoritmo 7 *Gold Standard* modificado.

Requiere: \mathbf{x}_i^1 y \mathbf{x}_i^2 : par de correspondencias

\mathbf{X}_i : puntos de referencia, cuyas posiciones 3D son bien conocidas.

Salida: F : matriz fundamental.

P_1 y P_2 : matrices de cada una de las cámaras.

Paso 1 Obtener un estimado inicial de \hat{F} a partir de la Ecuación 4.3 teniendo en cuenta la utilización de $\hat{\mathbf{A}}_i$ (datos normalizados).

Paso 2 Encontrar estimados iniciales de los \mathbf{X}'_i en coordenadas homogéneas mediante las realizaciones de cámara $\hat{P}'_1 = [\mathbf{I}_{3 \times 3} | \mathbf{0}]$ y $\hat{P}'_2 = [\hat{M}_{3 \times 3} | \hat{\mathbf{t}}]$; donde $\hat{M} = [\hat{\mathbf{e}}^2]_{\times} \hat{F}$ y $\hat{\mathbf{t}} = \hat{\mathbf{e}}^2$. El vector $\hat{\mathbf{t}}$ corresponde al espacio nulo de \hat{F}^T .

Paso 3 Optimizar los valores de \hat{M} , $\hat{\mathbf{t}}$ y \mathbf{X}'_i minimizando la función objetivo presentada en la Ecuación 4.5, teniendo en cuenta que los puntos proyectados sobre los planos imagen se encuentran normalizados.

Paso 4 Encontrar la matriz H mediante el uso de puntos de referencia \mathbf{X}_i con posiciones conocidas en el espacio 3D tal que $\mathbf{X}'_i = H^{-1} \mathbf{X}_i$.

Paso 5 Desnormalizar las matrices de cámara a través de $P_1 = T_1^{-1} \hat{P}'_1 H$ y $P_2 = T_2^{-1} \hat{P}'_2 H$.

4.4. Metodología para la reconstrucción 3D

La reconstrucción de la escena puede ser dividida en 4 rutinas principales: calibración del sistema, adquisición de imágenes (ver Capítulo 2) y procesamiento (ver Capítulo 3), estimación de correspondencias y obtención de coordenadas en el espacio.

4.4.1. Calibración

La flexibilidad del sistema en cuanto al posicionamiento de las cámaras obliga a que, cada vez que se quiere adquirir, sea necesario conocer sus posiciones. Dicho proceso se conoce como calibración del sistema y se puede hacer de diferentes maneras: los parámetros de cada cámara pueden ser estimados de forma individual y una vez conocidos se estima la geometría epipolar de la escena; la geometría epipolar del sistema se puede estimar directamente y de allí obtener las calibraciones de cámara. Para esta aplicación se utiliza la segunda opción, así, la calibración del sistema corresponde a la estimación de las matrices F y H , con base en un algoritmo de estéreo no calibrado, tales matrices son un compendio de la geometría del montaje. Como se describe en 4.3, es posible obtener las matrices de cámara reales P_1 y P_2 a partir de F y H . Las matrices de cámara serán útiles más adelante.

El estéreo a partir de vistas no calibradas parte de un conjunto de puntos 3D conocidos. Para ello se utiliza un patrón de calibración (ver Figura 4.4), donde todas las posiciones de los puntos son bien conocidas. El patrón está compuesto por dos planos ortogonales, cada uno con 30 cuadrados cuyos lados y separación miden 2 centímetros. Se tienen en total 240 esquinas que son usadas como correspondencias.

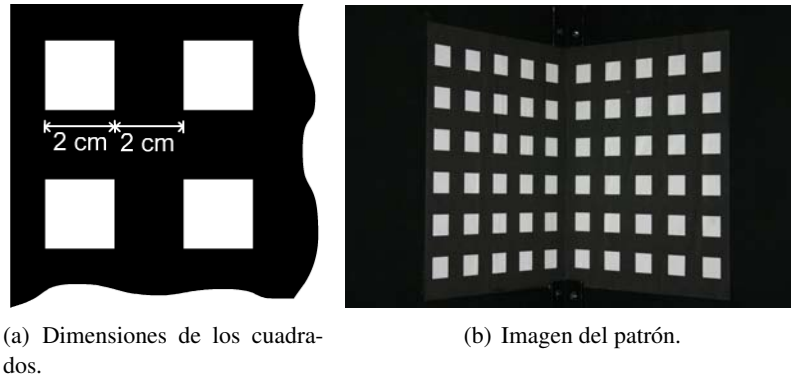


Figura 4.4: Patrón de calibración.

Puesto que la calibración debe ser realizada para cada adquisición, es importante minimizar el tiempo que toma este proceso, para tal fin, se diseñó e implementó el Algoritmo 8 con el cuál, automáticamente, se encuentran las esquinas de cada uno de los cuadrados del patrón.

Uno de los resultados obtenidos se exhibe en la Figura 4.6, donde se muestran las imágenes reales con los puntos extraídos y su reconstrucción 3D después de encontrar F y H . Para esta prueba el error promedio en

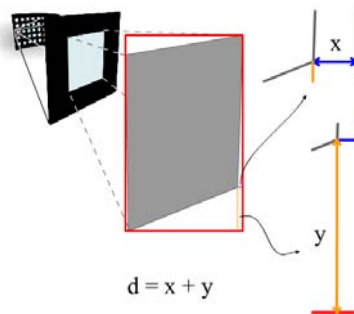


Figura 4.5: Parámetros para la extracción de esquinas.

Algoritmo 8 Búsqueda de esquinas.

Requiere: I : imagen del patrón.

n : número de cuadrados.

Salida: x_i : matriz con las esquinas E_1, E_2, E_3 y E_4 de los n cuadrados.

Paso 1 Umbralizar I . El umbral utilizado es 200 debido a que los cuadrados son blancos y existe un alto contraste con el fondo.

Paso 2 Encontrar las n regiones conectadas con ciertas consideraciones de área.

Paso 3

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

3.1 Obtener el perímetro.

3.2 Encontrar el rectángulo más pequeño que lo contenga.

3.3 Los cuatro puntos más cercanos del perímetro a las esquinas del rectángulo son tomados como las esquinas E_1, E_2, E_3 y E_4 (Fig. 4.5).

Fin Para

la reconstrucción de los puntos fue de 0,6727 mm.

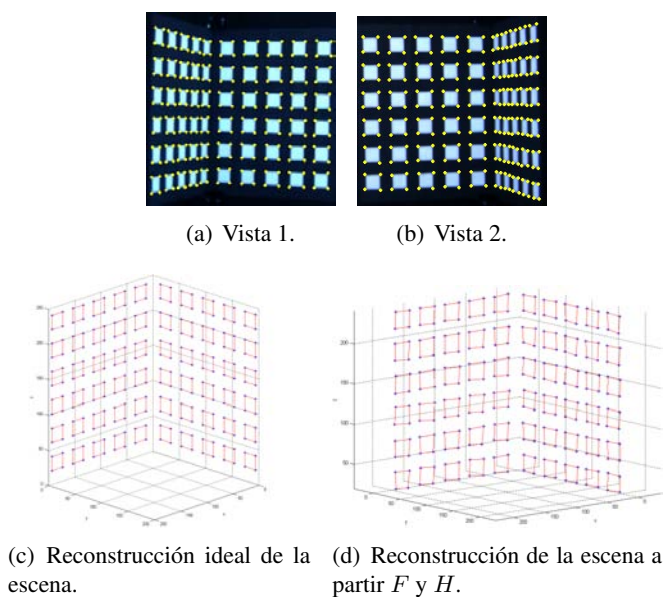


Figura 4.6: Esquinas reconstruidas a partir de las imágenes del patrón.

4.4.2. Estimación de las correspondencias

La calidad en la estimación de las posiciones 3D de los puntos en un sistema estéreo, depende fuertemente del correcto emparejamiento de los puntos en las vistas analizadas. En este trabajo el problema de emparejamiento, consiste en ordenar los vectores con las coordenadas de los centros de masa, de tal forma que los índices de las regiones coincidan en ambas imágenes para el mismo marcador.

Aprovechando la geometría de la escena, el proceso de emparejamiento puede ser automatizado utilizando

la matriz F que ha sido calculada previamente a partir de la calibración. Lo que se desea es encontrar el punto en la segunda vista (I_2) que se intersecta con la línea epipolar generada por un punto de la primera vista (I_1). Las líneas epipolares en I_2 están dadas por $l_i^2 = Fx_i^1$. El punto en la segunda imagen x_i^2 donde la línea epipolar l_i^2 y el centro de masa de alguno de los marcadores se intersectan es una correspondencia de x_i^1 . La Figura 4.7 ilustra la idea claramente.

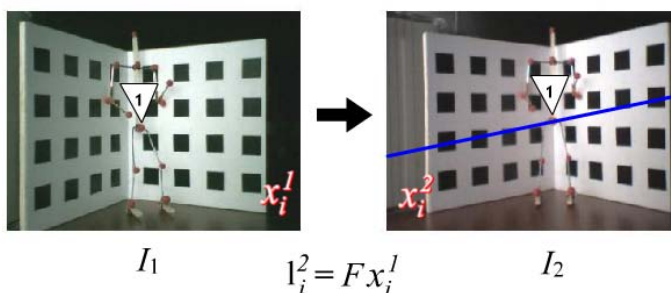


Figura 4.7: Geometría para la estimación de correspondencias.

Debido a la discretización de los datos, en algunas ocasiones la línea epipolar generada por el centro de masa en I_1 , no intersecta ningún centro de masa en I_2 . La corrección del problema se logra al verificar la intersección de la línea epipolar con la región resultado de la segmentación, pues al aumentar el área de cruce posible, se eleva la probabilidad de que este realmente exista. Sin embargo, en algunos casos el problema continúa o peor aún (debido al aumento de la region de cruce), se presenta el cruce con varias regiones, haciendo necesaria la adición de una etapa de verificación de distancia, entre los centros de masa y la línea epipolar l . La distancia calculada, corresponde a la longitud d , del segmento de recta de la línea perpendicular a l , cuyos extremos corresponden al punto de corte P_0 y el punto P_A (punto de análisis) (ver Figura 4.8). Para calcular la distancia se selecciona un punto A sobre l y se forma el vector director \mathbf{v} , la distancia d corresponde a la altura del paralelogramo formado por los vectores \mathbf{v} y $\overline{AP_A}$. Se sabe que, $\text{área} = \text{base} \cdot d = \|\mathbf{v} \times \overline{AP_A}\|$, despejando, se obtiene

$$d = \frac{\|\mathbf{v} \times \overline{AP_A}\|}{\|\mathbf{v}\|}$$

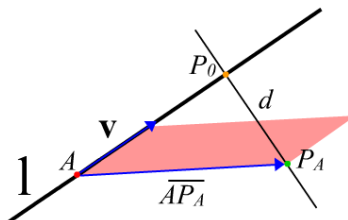


Figura 4.8: Distancia de un punto a una recta.

El Algoritmo 9 muestra el procedimiento completo para la estimación de las correspondencias. Se aclara que los parámetros de entrada del Algoritmo 9 corresponden a las salidas del Algoritmo 6 para I_1 e I_2 respectivamente.

Algoritmo 9 Estimación de correspondencias.

Requiere: $coor_{xy}^1$: coordenadas de los centros de masa de los marcadores en I_1 .

$coor_{xy}^2$: coordenadas de los centros de masa de los marcadores en I_2 .

$I_{R_i}^2$: imagen binaria con el resultado de la segmentación del marcaje en I_2

F : matriz fundamental calculada usando el Algoritmo 7.

n_m : número de marcadores.

Salida: $coor_{xy}^{1s}$ y $coor_{xy}^{2s}$: matrices con las coordenadas de los centros de masa, ordenados de tal forma que corresponden uno a uno.

Paso 1

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

1.1 Calcular $l(i) = F \cdot coor_{xy}^1(i, 1 \dots 2)$.

1.2 Determinar $coor_{xy}^t = coor_{xy}^2 == l(i)$.

1.3 Hacer $coor_{xy}^{1s}(i, 1 \dots 2) = coor_{xy}^1(i, 1 \dots 2)$.

1.4

Si número de filas($coor_{xy}^t$) == 1 **Entonces**

Hacer $coor_{xy}^{2s}(i, 1 \dots 2) = coor_{xy}^2(i, 1 \dots 2)$.

Si no

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

Calcular $d(j) = distancia(coor_{xy}^1(j, 1 \dots 2), l(i))$

Fin Para

Determinar el índice j del $min \{d\}$.

Hacer $coor_{xy}^{2s}(i, 1 \dots 2) = coor_{xy}^2(j, 1 \dots 2)$.

Hacer $coor_{xy}^2(j, 1 \dots 2) = \emptyset$.

Fin Si

Fin Para

Las Figuras 4.9(b) y 4.9(c) muestra las correspondencias estimadas de dos imágenes del muñeco de prueba tomadas con las cámaras WEB. El número de puntos extraídos es 13 (cantidad de marcadores).

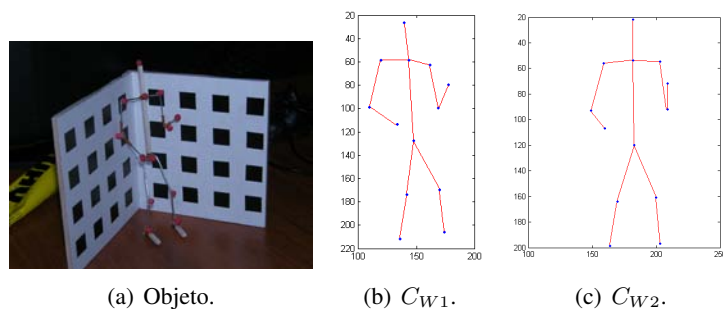


Figura 4.9: Correspondencias extraídas de dos vistas calibradas.

4.4.3. Reconstrucción

Para este momento, se han definido 2 conjuntos de puntos de dimensiones iguales, cuyos elementos se relacionan uno a uno. Esto es a lo que se llama correspondencias, y su relación viene de la proyección de un “único punto” 3D al menos para configuraciones no degeneradas, este punto X_i se proyecta sobre los planos de imagen (Π_1 y Π_2) a los puntos x_i^1 and x_i^2 , respectivamente.

Se puede calcular la posición de \mathbf{X}_i con un conjunto de ecuaciones dadas por las matrices de cámara P_1 y P_2 y puntos $\{\mathbf{x}_i^1, \mathbf{x}_i^2\}$. Es posible reescribir las proyecciones $\mathbf{x}_i^1 = P_1\mathbf{X}_i$ y $\mathbf{x}_i^2 = P_2\mathbf{X}_i$ dentro de una ecuación matricial dada por,

$$\left(\mathbf{x}_i^{1T} \mid \mathbf{x}_i^{2T}\right)^T = \left(P_1^T \mid P_2^T\right)^T \mathbf{X}_i. \quad (4.6)$$

Esta ecuación es de la forma $\mathbf{b} = A\mathbf{c}$, por lo que su solución es $\mathbf{c} = (A^T A)^{-1} A^T \mathbf{b}$. Tal solución sería apropiada si las correspondencias estuviesen libres de ruido, pero dado que este no es el caso, es necesario optimizar la triangulación de los puntos. La función de costo es muy similar a la Ecuación 4.5, la gran diferencia radica en que los parámetros de cámara no cambian durante el proceso por, lo que sólo se optimizan las posiciones 3D. Los resultados obtenidos a partir de las correspondencias mostradas en las Figuras 4.9(b) y 4.9(c) se presentan en la figura 4.10.

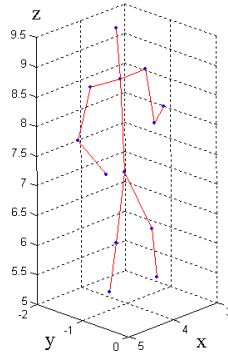


Figura 4.10: Reconstrucción 3D.

4.5. Evaluación de la reconstrucción

4.5.1. Consideraciones sobre la estimación 3D

Dentro de la estimación de los puntos 3D que conforman la superficie, es importante considerar los efectos que tiene el ruido en las imágenes, para la determinación de la precisión del sistema estéreo. Los puntos 3D $\mathbf{X}\mathbf{n}_i$ mapeados a las imágenes corresponden a las relaciones $\mathbf{x}\mathbf{n}_i^1 = f_1(\mathbf{X}\mathbf{n}_i)$ y $\mathbf{x}\mathbf{n}_i^2 = f_2(\mathbf{X}\mathbf{n}_i)$, nótese la diferencia fundamental de f_1 y f_2 con respecto a la operación de proyección P_1 y P_2 es el resultado en coordenadas no homogéneas. Considérese un error de medición $\varepsilon \sim N(0, \sigma^2 I_{2 \times 2})$ para los puntos imágenes $\mathbf{x}\mathbf{n}_i^1$ y $\mathbf{x}\mathbf{n}_i^2$. Es posible mostrar que el error de estimación dado los errores de medición en las imágenes está dado por:

$$P(\mathbf{X}\mathbf{n}_i | \mathbf{x}\mathbf{n}_i^1, \mathbf{x}\mathbf{n}_i^2) = \frac{P(\mathbf{X}\mathbf{n}_i)P(\mathbf{x}\mathbf{n}_i^1 | \mathbf{X}\mathbf{n}_i)P(\mathbf{x}\mathbf{n}_i^2 | \mathbf{X}\mathbf{n}_i)}{P(\mathbf{x}\mathbf{n}_i^1)P(\mathbf{x}\mathbf{n}_i^2)} \quad (4.7)$$

siendo

$$P(\mathbf{x}\mathbf{n}_i^1 | \mathbf{X}\mathbf{n}_i) = \frac{1}{2\pi\sigma} e^{-\frac{(\mathbf{x}\mathbf{n}_i^1 - f_1(\mathbf{X}\mathbf{n}_i))'(\mathbf{x}\mathbf{n}_i^1 - f_1(\mathbf{X}\mathbf{n}_i))}{2\sigma^2}} \quad (4.8)$$

y

$$P(\mathbf{x}\mathbf{n}_i^2 | \mathbf{X}\mathbf{n}_i) = \frac{1}{2\pi\sigma} e^{-\frac{(\mathbf{x}\mathbf{n}_i^2 - f_2(\mathbf{X}\mathbf{n}_i))'(\mathbf{x}\mathbf{n}_i^2 - f_2(\mathbf{X}\mathbf{n}_i))}{2\sigma^2}} \quad (4.9)$$

Además se consideran $P(\mathbf{Xn}_i)$, $P(\mathbf{xn}_i^1)$ y $P(\mathbf{xn}_i^2)$ como provenientes de distribuciones uniformes definidas por el espacio donde \mathbf{Xn} se mueve y las áreas de sus proyecciones dadas por los puntos \mathbf{xn}^1 y \mathbf{xn}^2 se acomodan. La Figura 4.11 muestra la densidad de probabilidad condicional sólo para variaciones de un punto en el plano (x_1, x_2) $f_{cond}(\mathbf{Xn}|\mathbf{xn}^1, \mathbf{xn}^2)$, para las proyecciones $P1 * \mathbf{X}$ y $P1 * \mathbf{X}$ con varianzas exageradas en el error de proyección, y cámaras que apuntan cerca del eje x_3 del sistema coordenado del mundo y están ubicadas en el cuadrante $x_1, x_2 \gg 0$.

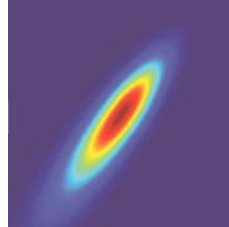


Figura 4.11: Densidad de probabilidad condicional $f_{cond}(\mathbf{Xn}|\mathbf{xn}^1, \mathbf{xn}^2)$.

4.5.2. Resultados

La confirmación del modelo de error propuesto se realiza mediante la adquisición del patrón de calibración, desplazándolo una distancia conocida en el plano x y en el plano y . Se realizaron varias adquisiciones desplazándolo desde 1 cm hasta 10 cms. Las pruebas fueron realizadas a las tres cámaras.

Para las pruebas con las cámaras C_F se obtuvo un error promedio de 0,897 mm y un error máximo de 1,69 mm. La Figura 4.12 muestra los resultados de la proyección de los puntos reconstruidos sobre el plano xy , los puntos azules corresponden a la reconstrucción del patrón a partir de la calibración y los rojos corresponden a la reconstrucción de prueba.

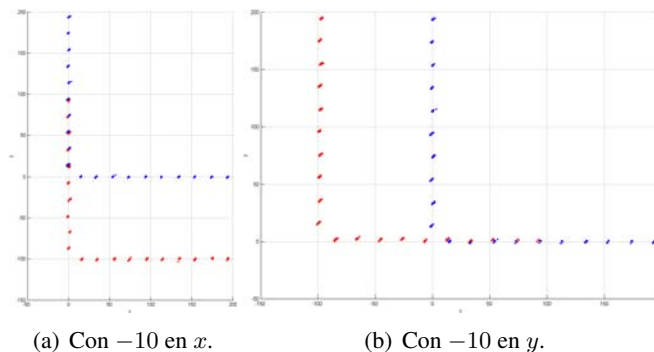


Figura 4.12: Reconstrucción con las cámaras C_F .

Para las pruebas con las cámaras C_V se obtuvo un error promedio de 2,624 mm y un error máximo de 4,175 mm. La Figura 4.13 muestra uno de los resultados de las pruebas.

Para las pruebas con las cámaras C_V se obtuvo un error promedio de 4,12 mm y un error máximo de 5,89 mm. La Figura 4.14 muestra uno de los resultados de las pruebas.

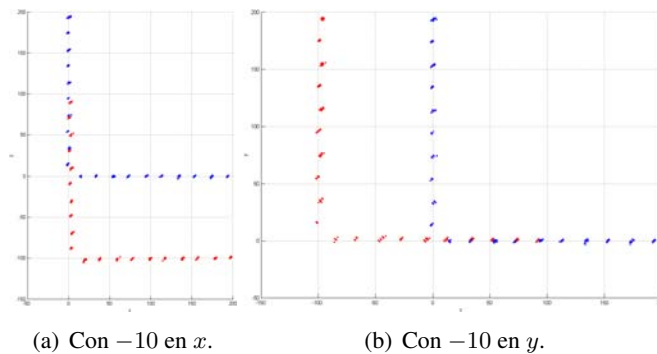


Figura 4.13: Reconstrucción con las cámaras C_V .

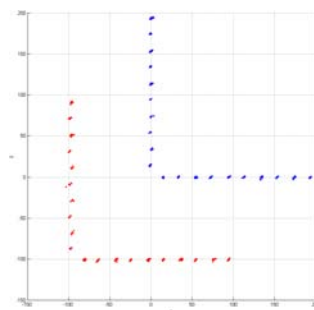


Figura 4.14: Reconstrucción con las cámaras C_W . Con -10 en x y -10 en y .

Sumario

Se describió una configuración para reconstruir modelos 3D empleando información de múltiples vistas.

Para el diseño y refinamiento de los algoritmos, se elaboró una simulación del sistema. En el modelo de cámara utilizado no se incorporan no linealidades.

El sistema emplea geometría epipolar para calcular la matriz fundamental de las dos cámaras, la cual es calculada a partir de la calibración, y con la que fue posible automatizar el proceso de estimación de correspondencias.

A partir del modelo de error propuesto, se determinó que las reconstrucciones realizadas con las imágenes de las cámaras C_F , no superaron los 1,7 mm de error. Las reconstrucciones utilizando las cámaras C_V , tuvieron un error máximo de 4,175 mm y para las reconstrucciones con las cámaras C_W , el error no alcanzó los 6 mm.

Resultados: sistema de medición y rastreo

A lo largo del documento se ha descrito desde el tipo de imágenes con las que se trabaja, hasta los procedimientos desarrollados e implementados para el procesamiento de éstas. En este capítulo se hace un compendio de todos los procesos mencionados, para ensamblar el sistema completo de medición en 2D y 3D, y rastreo en 3D.

Los parámetros que determinan la forma como deben realizarse las mediciones y el rastreo, se derivan de la biomecánica de la articulación que se quiera analizar. Los desarrollos de este trabajo están orientados al diagnóstico de patologías funcionales de las articulaciones del hombro, codo, cadera y rodilla. La Figura 5.1 muestra la forma en la cual pueden moverse las articulaciones del hombro y el codo, la cadera y la rodilla se mueven de forma análoga al hombro y al codo respectivamente, aclarando que la cadera no posee tanta movilidad como el hombro. La articulación del hombro posee tres grados de libertad, lo que le permite la orientación del miembro superior en relación con los tres planos del espacio, por el contrario, el codo posee tan solo dos grados de libertad, pero al combinarse con los movimientos del hombro puede orientarse de igual forma con respecto a los tres planos del espacio.

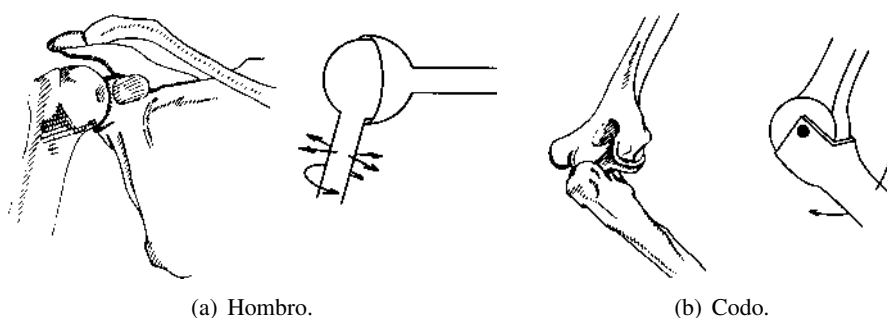


Figura 5.1: Representación de las articulaciones.

La metodología que se propone, se enfoca en el análisis individual de cada una de las articulaciones anteriormente mencionadas y específicamente en la determinación de la amplitud de la movilidad articular, y la obtención de la trayectoria entre las posiciones cero y final del movimiento. 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 cero 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.

A continuación se describen los procedimientos diseñados e implementados para la obtención automática de: la magnitud del ángulo (2D y 3D) y la trayectoria de la extremidad en el espacio.

5.1. Medición en 2D

El problema consiste en encontrar el ángulo formado por dos vectores \mathbf{v}_1 y \mathbf{v}_2 , siendo \mathbf{v}_1 paralelo al eje x o y , dependiendo de la articulación y del movimiento evaluado, y \mathbf{v}_2 el vector formado por los centros de masa de las regiones de marcaje. La magnitud del ángulo entre los dos vectores está dada por:

$$\theta = \cos^{-1} \left(\frac{\mathbf{v}_1 \cdot \mathbf{v}_2}{\|\mathbf{v}_1\| \|\mathbf{v}_2\|} \right) \quad (5.1)$$

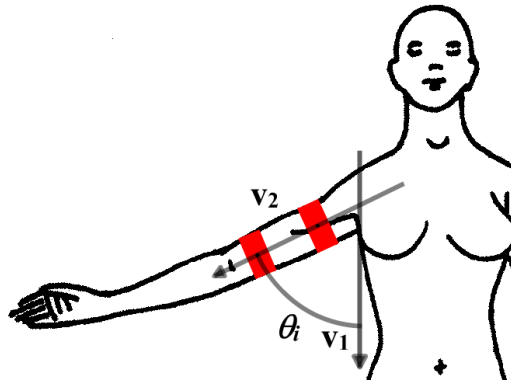


Figura 5.2: Vectores para la medición 2D.

el procedimiento se repite para las dos posiciones del movimiento y de esta forma se tendrán dos ángulos θ_1 y θ_2 para la evaluación en la posición cero y final respectivamente, la magnitud de la AMA corresponde a la diferencia de estos dos ángulos.

El procedimiento completo para la medición del ángulo en 2D a partir de fotografía digital se describe mediante el Algoritmo 10, se anota que este proceso se incluyen los demás procedimientos definidos en las etapas de adquisición y procesamiento.

La Figura 5.3 muestra las distintas etapas del proceso para la medición de la amplitud del ángulo en 2D.

5.2. Medición en 3D

El procedimiento general para la medición 3D, es similar al de la medición 2D, la diferencia radica en la etapa de calibración del sistema, que permite rescatar las posiciones 3D de los centros de masa del marcaje, adicionalmente la referencia tomada no corresponde a uno de los ejes sino al vector \mathbf{v}_1 formado por los centros de masa del marcaje colocado en la extremidad que se mantiene fija durante la evaluación (ver Figura 5.4).

El Algoritmo 11 exhibe el procedimiento completo para la obtención del ángulo en 3D. El proceso de extracción de los centros de masa, se aplica de manera independiente a las imágenes de cada una de las dos

Algoritmo 10 Medición 2D.

Requiere: I_B : imagen del fondo en RGB.

I_{A1} : imagen de análisis de la posición cero.

I_{A2} : imagen de análisis de la posición final.

n_r : constante de reescalamiento.

n_m : cantidad de regiones Ω_{m_i} .

u : constante utilizada para descartar valores de intensidad bajos.

T_{rH} : rango superior de tolerancia de los valores de rojo.

T_{rL} : rango inferior de tolerancia de los valores de rojo.

T_c : porcentaje de aceptación para los valores de los histogramas.

\mathbf{v}_1 : vector de referencia.

Salida: θ : magnitud del ángulo de la AMA.

Paso 1

Para $i = 1$ **hasta** $i = 2$ **Haga**

1.1 Obtener $coord_{xy}^i$ del Algoritmo 6 ($I_B, I_{A_i}, n_r, n_m, u, T_{rH}, T_{rL}$).

1.2 Hacer $\mathbf{v}_2 = (coord_{xy}^i(1, 1) - coord_{xy}^i(2, 1), coord_{xy}^i(1, 2) - coord_{xy}^i(2, 2))$.

1.3 Calcular $\theta_i = \cos^{-1} \left(\frac{\mathbf{v}_1 \cdot \mathbf{v}_2}{\|\mathbf{v}_1\| \|\mathbf{v}_2\|} \right)$.

Fin Para

Paso 2 Calcular $\theta = \theta_2 - \theta_1$.

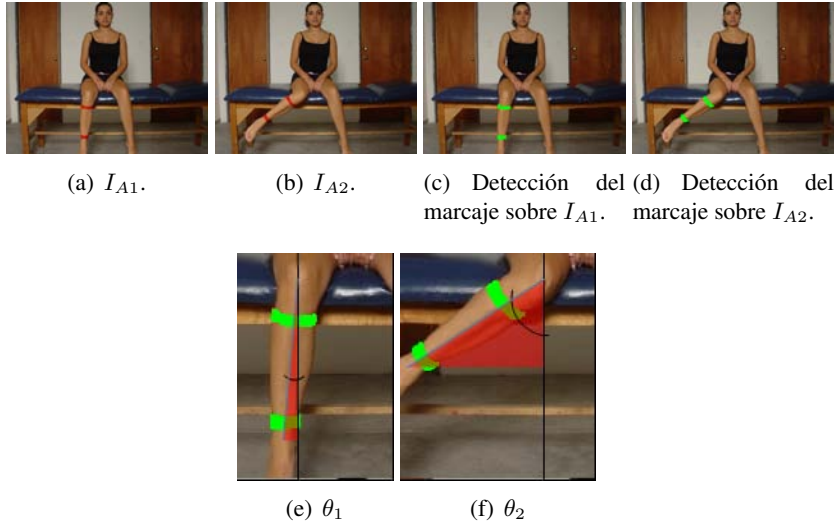


Figura 5.3: Proceso de medición en 2D (Rotación externa de cadera).

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 Figura 5.5 muestra los resultados de una de la pruebas realizadas, el ángulo medido con el goniómetro

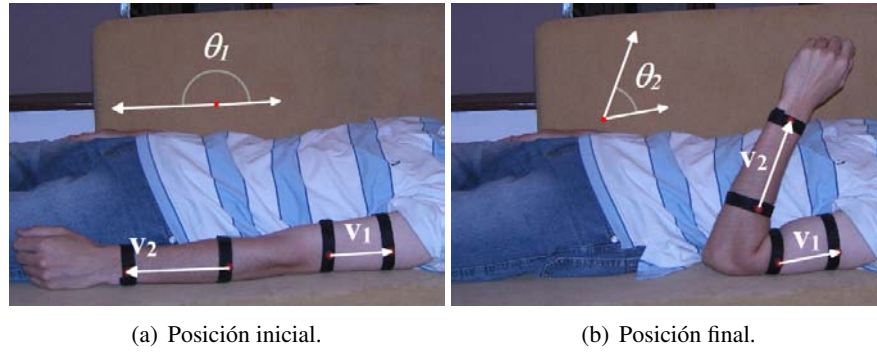


Figura 5.4: Vectores para la medición 3D.

fue $\theta_g = 118^\circ$ y el obtenido automáticamente fue $\theta_a = 119,6^\circ$.

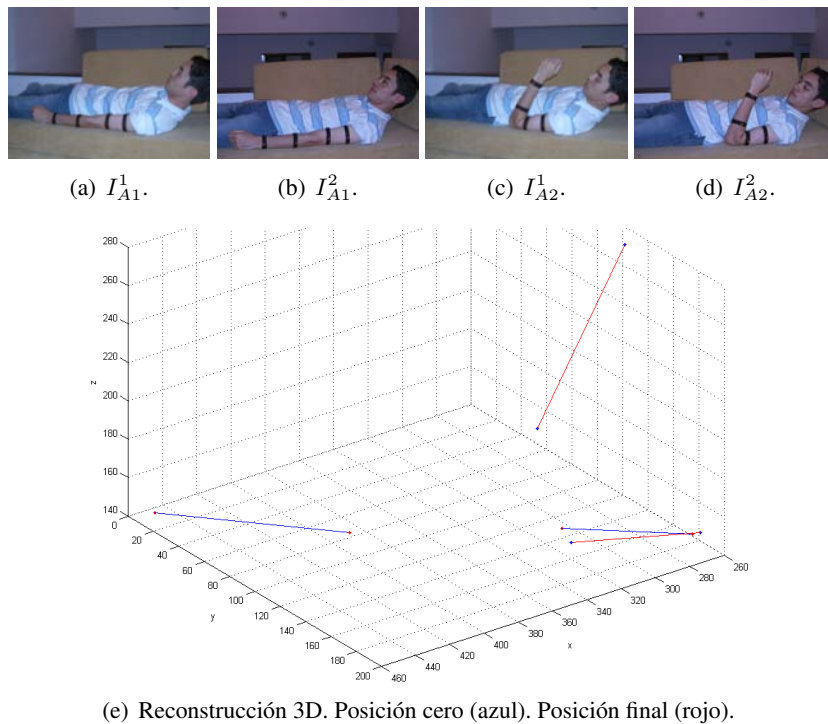


Figura 5.5: Proceso de medición en 3D (Flexión de codo).

5.3. Obtención de la trayectoria

El procedimiento de reconstrucción de la trayectoria en el espacio utiliza el mismo planteamiento de la medición en 3D, la diferencia radica en que se obtienen las posiciones en muchos más instante de tiempo. Cabe mencionar que la etapa de búsqueda de correspondencias se realiza únicamente al primer cuadro. Las correspondencias de los demás cuadros, se determinan mediante la evaluación de la distancia de los puntos del cuadro actual con respecto a cuadro anterior. El Algoritmo 12 muestra el procedimiento completo para la obtención de las coordenadas 3D de cada uno de los centros de masa en los n cuadros de las secuencias

Algoritmo 11 Medición 3D.

Requiere: I_B^1 : imagen del fondo de la cámara 1.

I_B^2 : imagen del fondo de la cámara 2.

I_C^1 : imagen del patrón de calibración de la cámara 1.

I_C^2 : imagen del patrón de calibración de la cámara 2.

\mathbf{X}_i : puntos de referencia, cuyas posiciones 3D son bien conocidas.

I_{A1}^1 : imagen de análisis de la posición cero de la cámara 1.

I_{A1}^2 : imagen de análisis de la posición cero de la cámara 2.

I_{A2}^1 : imagen de análisis de la posición final de la cámara 1.

I_{A2}^2 : imagen de análisis de la posición final de la cámara 2.

n_r : constante de reescalamiento.

n_m : cantidad de regiones Ω_{m_i} .

u : constante utilizada para descartar valores de intensidad bajos.

T_{rH} : rango superior de tolerancia de los valores de rojo.

T_{rL} : rango inferior de tolerancia de los valores de rojo.

T_c : porcentaje de aceptación para los valores de los histogramas.

Salida: θ : magnitud del ángulo de la AMA.

Paso 1

Para $k = 1$ *hasta* $k = 2$ **Haga**

1.1 Obtener \mathbf{x}_i^k del Algoritmo 8 ($I_C^k, 200$).

Fin Para

Paso 2 Obtener F , P_1 y P_2 del Algoritmo 7($\mathbf{x}_i^1, \mathbf{x}_i^2, \mathbf{X}_i$).

Paso 3

Para $k = 1$ *hasta* $k = 2$ **Haga**

Para $j = 1$ *hasta* $j = 2$ **Haga**

3.1 Obtener \mathbf{x}_i^{jt} e $I_{R_i}^j$ del Algoritmo 6 ($I_B^k, I_{A_j}^k, n_r, n_m, u, T_{rH}, T_{rL}$).

Fin Para

3.2 Obtener \mathbf{x}_i^{1s} , \mathbf{x}_i^{2s} e $I_{R_i}^2$ del Algoritmo 9 ($\mathbf{x}_i^{1t}, \mathbf{x}_i^{2t}, I_{R_i}^2, F, n_m$).

3.3 Obtener \mathbf{X}_i^k utilizando P_1 , P_2 y \mathbf{x}_i^{1s} y \mathbf{x}_i^{2s} como se explica en la Sección 4.4.3.

3.4 Hacer $\mathbf{v}_1 = (\mathbf{X}_i^k(1, 1) - \mathbf{X}_i^k(2, 1), \mathbf{X}_i^k(1, 2) - \mathbf{X}_i^k(2, 2), \mathbf{X}_i^k(1, 3) - \mathbf{X}_i^k(2, 3))$.

3.5 Hacer $\mathbf{v}_2 = (\mathbf{X}_i^k(3, 1) - \mathbf{X}_i^k(4, 1), \mathbf{X}_i^k(3, 2) - \mathbf{X}_i^k(4, 2), \mathbf{X}_i^k(3, 3) - \mathbf{X}_i^k(4, 3))$.

3.6 Calcular $\theta_k = \cos^{-1} \left(\frac{\mathbf{v}_1 \cdot \mathbf{v}_2}{\|\mathbf{v}_1\| \|\mathbf{v}_2\|} \right)$.

Fin Para

Paso 4 Calcular $\theta = \theta_2 - \theta_1$.

de video analizadas.

La Figura 5.6 muestra los resultados de una de las reconstrucciones de la trayectoria.

Algoritmo 12 Obtener trayectoria.

Requiere: I_B^1 : imagen del fondo de la cámara 1.

I_B^2 : imagen del fondo de la cámara 2.

I_C^1 : imagen del patrón de calibración de la cámara 1.

I_C^2 : imagen del patrón de calibración de la cámara 2.

\mathbf{X}_i : puntos de referencia, cuyas posiciones 3D son bien conocidas.

V_A^1 : secuencia de video de la cámara 1.

V_A^2 : secuencia de video de la cámara 2.

n : número de cuadros

n_r : constante de reescalamiento.

n_m : cantidad de regiones Ω_{m_i} .

u : constante utilizada para descartar valores de intensidad bajos.

T_{rH} : rango superior de tolerancia de los valores de rojo.

T_{rL} : rango inferior de tolerancia de los valores de rojo.

T_c : porcentaje de aceptación para los valores de los histogramas.

Salida: \mathbf{X}_i : posiciones 3D de cada uno de los n_m puntos rastreados.

Paso 1

Para $k = 1$ **hasta** $k = 2$ **Haga**

1.1 Obtener \mathbf{x}_i^k del Algoritmo 8 ($I_C^k, 200$).

Fin Para

Paso 2 Obtener F , P_1 y P_2 del Algoritmo 7 ($\mathbf{x}_i^1, \mathbf{x}_i^2, \mathbf{X}_i$).

Paso 3

Para $k = 1$ **hasta** $k = n$ **Haga**

Para $j = 1$ **hasta** $j = 2$ **Haga**

3.1 Obtener \mathbf{x}_i^{jt} e $I_{R_i}^j$ del Algoritmo 6 ($I_B^j, V_A^j(k), n_r, n_m, u, T_{rH}, T_{rL}$).

Fin Para

3.2

Si $k == 1$ **Entonces**

Obtener $\mathbf{x}_i^{1s}(k)$, $\mathbf{x}_i^{2s}(k)$ e $I_{R_i}^2$ del Algoritmo 9 ($\mathbf{x}_i^{1t}, \mathbf{x}_i^{2t}, I_{R_i}^2, F, n_m$).

Si no

Obtener $\mathbf{x}_i^{1s}(k)$, $\mathbf{x}_i^{2s}(k)$ de la siguiente manera:

Para $j = 1$ **hasta** $j = 2$ **Haga**

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

Determinar $ind = indice \left(\min \left\{ \left| \mathbf{x}_i^{jt}(k, l, 1 \dots 2) - \mathbf{x}_i^{jt}(k-1, 1 \dots n_m, 1 \dots 2) \right| \right\} \right)$

Hacer $\mathbf{x}_i^{js}(k, l, 1 \dots 2) = \mathbf{x}_i^{jt}(k, ind, 1 \dots 2)$

Fin Para

Fin Para

Fin Si

3.3 Obtener \mathbf{X}_i^k utilizando P_1 , P_2 y \mathbf{x}_i^{1s} y \mathbf{x}_i^{2s} como se explica en la Sección 4.4.3.

Fin Para

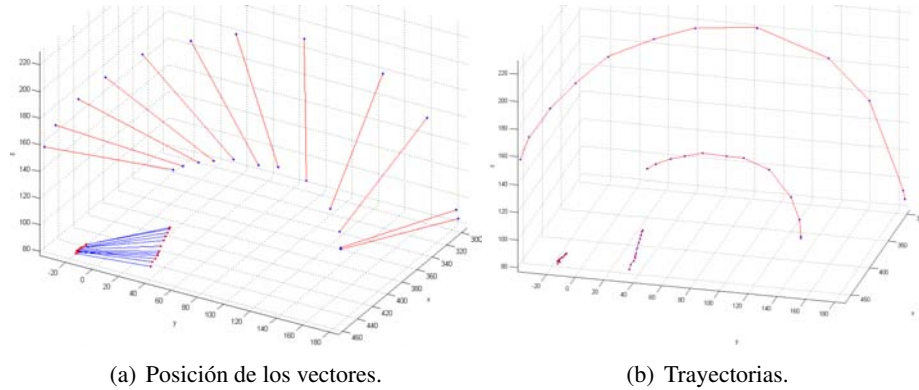


Figura 5.6: Reconstrucción de la trayectoria.

5.4. Evaluación del desempeño

Los Algoritmos 10, 11 y 12 forman en conjunto el sistema de medición y rastreo, con el cual se pretende solucionar los problemas de objetividad presentes durante la evaluación de la AMA. A continuación se presentan los resultados de la evaluación de cada uno de los procedimientos descritos, de los cuales se derivan el alcance y las limitaciones del sistema desarrollado en este trabajo.

5.4.1. Medición

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

- Midiendo directamente sobre el goniómetro (ver Figura 5.7(a)), es decir, colocando marcaje 2D al goniómetro. Se realizó un barrido desde 1° hasta 20° , variando 1° ; desde 20° hasta 90° , variando 5° ; y desde 90° a 180° , variando 10° . Se hará referencia a esta prueba como M_{2D}^s .
- Se construyó un modelo de un codo (ver Figura 5.7(b)), compuesto por dos segmentos unidos por una articulación con dos grados de libertad y en el cual se instalaron cuatro marcadores (marcaje 3D), 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° . La notación utilizada para esta prueba es M_{3D}^s .
- A partir de los resultados de las pruebas de segmentación, se calcularon los ángulos con las coordenadas de los centros de masa extraídos de las imágenes de la base de datos I_F (ver Sección 3.4.2). Las pruebas son notadas como M_{2D}^r para el 50 % de la base de datos, y M_{3D}^r para el 50 % restante.

Resultados

La Tabla 5.1 muestra los resultados de la determinación de la magnitud del ángulo en las diferentes pruebas.

Se realizaron algunas pruebas adicionales, con el propósito de evaluar la variabilidad de la medida cuando uno de los marcadores no se ubica adecuadamente, quedando un poco diagonal. La prueba consiste en fijar el goniómetro en una amplitud dada y estimar la magnitud del ángulo variando la inclinación del marcador.

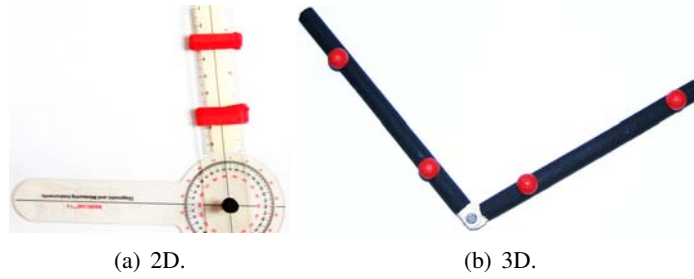


Figura 5.7: Modelos para la evaluación de la medición.

Prueba	$\langle \varepsilon \rangle [^\circ]$	$\Delta \varepsilon$
M_{2D}^{sf}	0,12	0,1161
M_{3D}^{sf}	1,14	0,0947
M_{2D}^{sv}	1,17	0,2416
M_{3D}^{sv}	1,98	0,1498
M_{2D}^{sw}	1,45	0,2854
M_{3D}^{sw}	2,24	0,1947
M_{2D}^{rf}	3,25	0,2463
M_{3D}^{rf}	2,02	0,1968
M_{2D}^{rv}	3,65	0,3874
M_{3D}^{rv}	2,56	0,2185
M_{2D}^{rw}	3,95	0,4628
M_{3D}^{rw}	2,84	0,2519

Tabla 5.1: Error en la estimación de la magnitud del ángulo.



(a) Sobre el paciente.



(b) Sobre el goniómetro.

Figura 5.8: Colocación incorrecta del marcaje.

La Figura 5.9 muestra uno de los resultados de la prueba, puede verse como la medida no se afecta significativamente al variar la inclinación del marcador. Esto se puede explicar fácilmente, puesto que la estimación de la magnitud del ángulo, se realiza con respecto al centro de masa y la posición de este, no cambia al cambiar la inclinación del marcador.

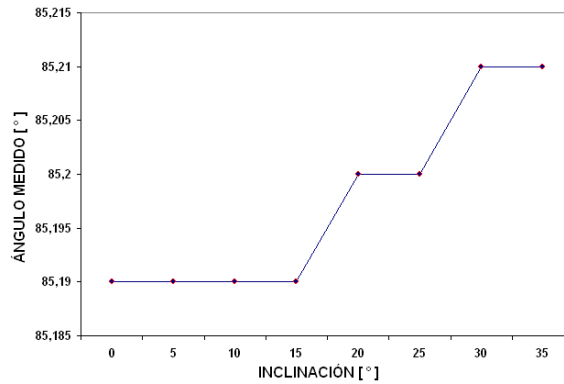


Figura 5.9: Colocación incorrecta del marcaje.

Con base en lo mostrado en la Tabla 5.1, 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.

5.4.2. Rastreo

Para la evaluación del rastreo se emplea el modelo del codo, al cual se le tomaron 3 videos dejando fijo uno de sus segmentos y desplazando el otro.

La Figura 5.10 muestra una de las reconstrucciones. Al hacer una evaluación cualitativa, se puede inferir que la calidad de la reconstrucción es muy buena, pero al realizar un análisis estricto, es decir, evaluando la localización exacta de los puntos en cada instante de tiempo. Al proyectar los puntos sobre el plano xy se verifica la existencia de una oscilación en la ubicación de las coordenadas (ver Figura 5.11), la cual no debería existir, puesto que la trayectoria adquirida, debería ser una línea recta (haciendo referencia explícita a la prueba con el modelo). De igual manera, al verificar las posiciones de dos puntos cuyas coordenadas no varían durante toda la secuencia, nuevamente se presenta la oscilación en la ubicación (ver Figura 5.12). Este fenómeno fue discutido en la Sección 4.5 y a partir de esto es posible estimar el error, obteniéndose una magnitud promedio de 0,587 mm.

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 permita al sistema funcionar en presencia de oclusiones y/o pérdidas de la visibilidad del punto rastreado. Otro fenómeno que contribuye a la situación anteriormente mencionada, 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

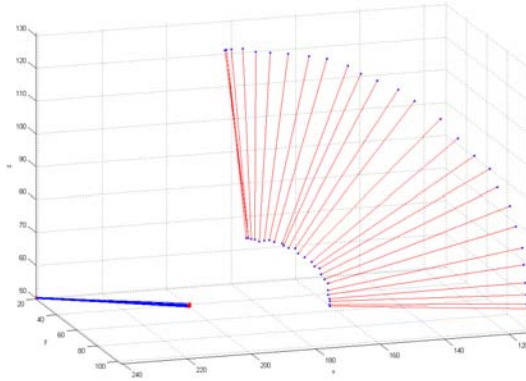


Figura 5.10: Trayectoria del modelo del codo.

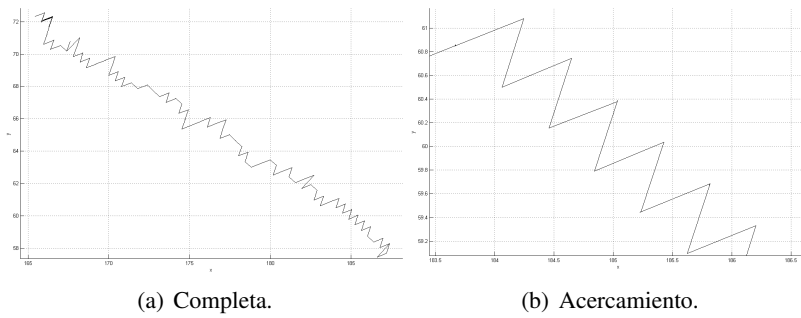


Figura 5.11: Trayectoria en el plano xy .

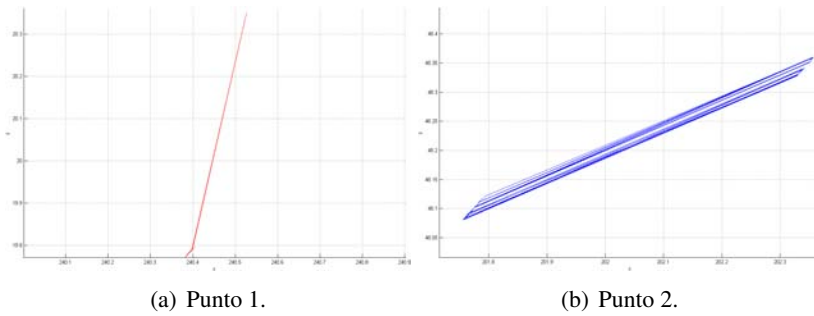


Figura 5.12: Trayectoria en el plano xy .

tantas cámaras.

Con base en lo anterior y las distintas pruebas realizadas sobre la base de datos I_V , se afirma que el sistema funciona de forma adecuada para la evaluación completa de las articulaciones de codo, cadera y rodilla. Con respecto al hombro, es posible evaluar todos los movimientos exceptuando la flexo-extensión y la abducción, esto se debe a que la rotación realizada por la articulación, causa que algunos de los marcadores se vean ocluidos por el brazo del paciente.

5.4.3. Postura

Con las imágenes de las cámaras C_W , se realizaron pruebas de reconstrucción de postura al muñeco de prueba. Para reconstruir la postura se emplea el Algoritmo 11 pero hasta el paso 3.2. Las Figuras 5.13 y 5.14 muestran los resultados de dos de estas reconstrucciones.

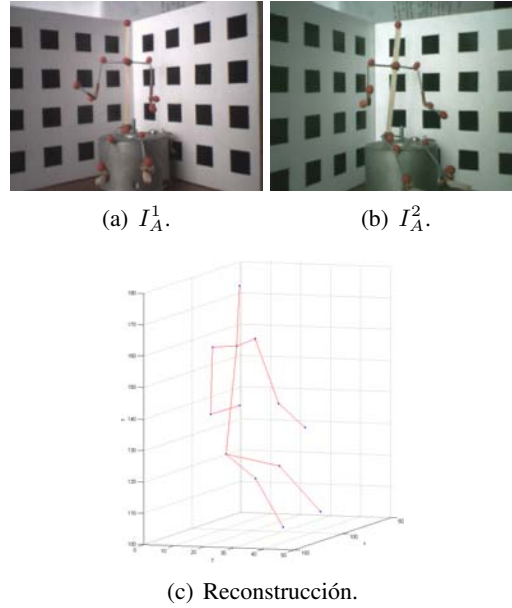


Figura 5.13: Reconstrucción de la postura. Muñeco(1).

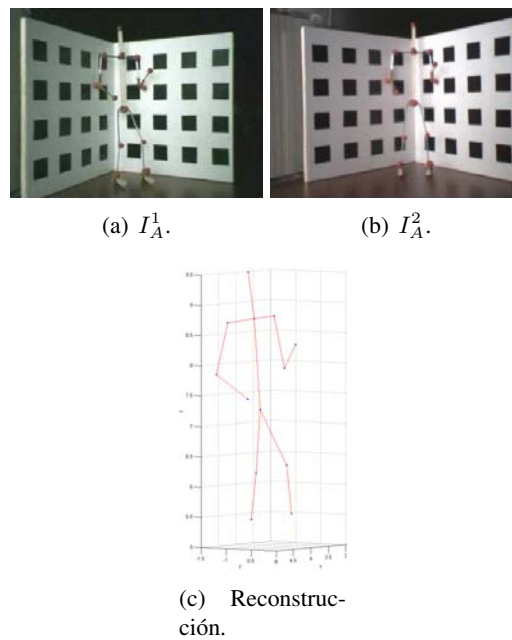


Figura 5.14: Reconstrucción de la postura. Muñeco(2).

Hasta el momento no se ha establecido una metodología de evaluación cuantitativa de la postura en 3D (el diagnóstico es netamente sobre 2D), lo que implica que sólo se pueden hacer apreciaciones de similaridad entre la postura reconstruida y la real. Desde este punto de vista, al observar las Figuras se puede afirmar que la calidad de la reconstrucción, por lo menos en apariencia, es muy buena.

Adicionalmente, se realizaron pruebas de reconstrucción de postura con un paciente de la clínica de quemados, utilizando la cámara C_F . Los resultados de las pruebas son mostrados en las Figuras 5.15 y 5.16 y al igual que con las reconstrucciones anteriores, en apariencia, los resultados son alentadores.

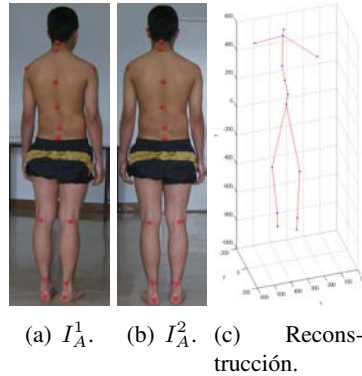


Figura 5.15: Reconstrucción de la postura. Paciente(1).

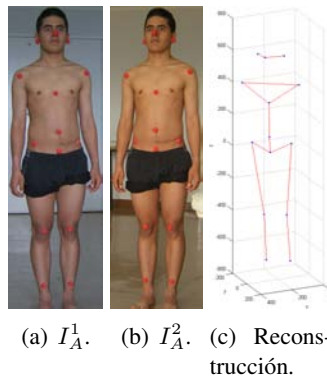


Figura 5.16: Reconstrucción de la postura. Paciente(2).

Sumario

Se presentaron los procedimientos completos, con los cuales es posible estimar la magnitud del ángulo en 2D y 3D, y reconstruir la trayectoria entre la posición cero y final de un movimiento dado.

El modelo con el cual se realiza la estimación de los ángulo y el rastreo, tiene tres grados de libertad y esta definido por los vectores que se forman al unir los centros de masa de los marcadores (2D o 3D).

La estimación de la magnitud del ángulo tuvo un desempeño notable, el cual puede ser verificado en la Tabla 5.1.

La reconstrucción de la trayectoria, presenta una oscilación que introduce un error en la estimación de alrededor de 0,6 mm.

Con los procedimientos desarrollados es posible realizar una evaluación completa de las articulaciones de codo, cadera y rodilla, y una evaluación parcial de la articulación del hombro.

Se presentaron los resultados de las pruebas preliminares de reconstrucción de postura , de los cuales se puede concluir que la calidad de la reconstrucción es, en apariencia, buena.

Conclusiones

Se desarrolló un sistema para la medición y rastreo automático del movimiento de las articulaciones, durante la evaluación de la amplitud de la movilidad articular, basado en técnicas de procesamiento digital de imágenes. La precisión del sistema para medición en 2D es de $3,25^\circ$. En lo que respecta a la medición en 3D, el error es de $2,02^\circ$. Para el rastreo 3D se logró un porcentaje de seguimiento del 98 %, con una oscilación promedio de $0,587mm$ (para las cámaras de video) y $1,31mm$ (para las cámaras Web). El sistema funciona adecuadamente para la evaluación completa de las articulaciones del codo, cadera y rodilla, y una evaluación parcial del hombro.

Las técnicas de procesamiento de imágenes desarrolladas e implementadas en este trabajo, aunque son para una aplicación específica, no poseen inconvenientes en cuanto a la selección de los umbrales, lo cual siempre ha sido un problema significativo en cualquier esquema de segmentación. De igual forma el desempeño de la segmentación es bastante bueno respecto a la ubicación de los centros de masa, inclusive para dispositivos que no ofrecen muchas garantías en cuanto a la calidad de las imágenes como los son las cámaras Web.

La combinación entre correcta aplicación de la metodología de adquisición y el procesamiento digital de imágenes, le brinda al sistema, robustez frente a distintas condiciones de adquisición, acorde con los requerimientos del proyecto de investigación.

La metodología de reconstrucción 3D utilizada, ofrece grandes ventajas, principalmente en la facilidad de calibración del sistema, introduciendo flexibilidad en la adquisición, lo que hace que el sistema sea portable.

El presupuesto necesario para la implementación del sistema, es bajo, en relación al que se necesitaría para adquirir un sistema que brinde posibilidades similares (teniendo en cuenta que los errores se encuentran dentro de los rangos aceptados para este tipo de aplicaciones). Esto aumenta el impacto, al ofrecer la alternativa, de utilizar el sistema en las entidades de primer y segundo nivel sin ocasionar grandes inconvenientes en el funcionamiento (\$\$\$) actual de estas instituciones.

El trabajo conjunto de profesionales de distintas áreas, contribuye a que el desarrollo de este tipo de aplicaciones, posea la rigurosidad necesaria, para que le sea permitida su aplicación, en las metodologías de diagnóstico reales, y no se queden tan sólo como planteamientos y trabajos que únicamente son conocidos por quienes los desarrollan.

Trabajo futuro

Realizar una evaluación del desempeño de la reconstrucción, que brinde mayor información en cuanto a la calidad de la misma, ya que el sistema puede ser utilizado para adquirir imágenes de rango, claro está, brindándole la posibilidad de que la densidad de puntos adquiridos sea mucho mayor o por lo menos suficiente para obtener una descripción adecuada del objeto que se quiera adquirir.

Lograr que el sistema sea robusto a la iluminación.

Definir los parámetros de evaluación de la postura.

Incluir esquemas de predicción al algoritmo de rastreo para que sea posible la evaluación completa de la articulación del hombro. Igualmente, hay que lograr que los algoritmos trabajen en tiempo real (utilizando esquemas de procesamiento paralelo), para que el sistema sea más eficiente.

Realizar pruebas con un número mayor de cámaras, para poder capturar el movimiento de todo el cuerpo y de esta manera utilizar el sistema en muchos más contextos.

Bibliografía

- [1] C. C. NORKIN. *Goniometría. Evaluación de la movilidad articular*. Editorial Marban, España, p. 39, 2006. 3
- [2] P. CURRIER, D. *Elements of research in physical therapy*. 3 Edición. Baltimore, Williams & Wilkins, 1990. p.171. 5
- [3] J. MILLER, P. *Assessment of joint motion. Measurement in physical therapy*. Churchill Livingstone, Nueva York. 1985. p.116. 6
- [4] M. CLARKSON, H. *Proceso evaluativo musculoesquelético*. Paidotribo., España. 2003. 6, 68
- [5] Acha B. Serrano C. Roa L., Gómez-Cía T. Digital imaging in remote diagnosis of burns. *Elsevier, Burns*, 25:617 – 623, 1999. 8
- [6] Botman Y. A.M. Kreis R. W. Middelkoop E. van Zuijlen P. P.M. Draaijers L. J., Tempelman F. R.H. Colour evaluation in scars: tristimulus colorimeter, narrow-band simple reflectance meter or subjective evaluation? *Elsevier, Burns*, 30:103 – 107, 2004. 8
- [7] 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. 8
- [8] 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. 8
- [9] 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. 8
- [10] Davis L. S. Gavrilu D. M. Towards 3-d model-based tracking and recognition of human movement: a multi-view approach. *In Workshop of Face and Gesture Recognition*, Zurich, 1995. 8
- [11] Faugeras O. D. Delamarre Q. 3d articulated models and multi-view tracking with silhouettes. *In Seventh International Conference in computer Vision*, pages 716 – 721, 1999. 8
- [12] Darrell T. Wren C. R., Azarbayejani A. and Pentland A. Pfunder: Real-time tracking of the human body. *IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence*, 19(7):780 – 785, 1997. 8, 10
- [13] Bregler C. Tracking people with twists and exponential maps. *Computer Vision and Pattern Recognition*, 1998. 8
- [14] Szeliski R. Real-time octree generation from rotating objects. Technical report, Digital Equipment Corporation. Cambridge Research Lab., 1990. 8

-
- [15] 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. 8
- [16] 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. 8, 25
- [17] 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. 8
- [18] Davis L. Borovikov E. 3d shape estimation on density driven model fitting. *International Symposium on 3D Data Processing, Visualization and Transmission*, 2002. 8
- [19] 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. 8, 25
- [20] Valli A. Colombo C., Bimbo A. del. Real-time tracking and reproduction of 3d human body motion. *Proceedings of the 11th International Conference on Image Analysis and Processing*, 19(7):780 – 785, 2001. 8
- [21] Aggarwal J.K. Park S. Segmentation and tracking of interacting human body parts under occlusion and shadowing. *Proceedings of the Workshop of Motion and Video Computing*, 2002. 8, 25
- [22] Cohen I. Lee M. W. Human body tracking with auxiliary measurements. *Proceedings of the IEEE International Workshop on Analysis and Modeling of Faces and Gestures*, 2003. 9
- [23] Darrell Ko T. Demirdjian D. T. Constraining human body tracking. *Proceedings of the Ninth IEEE International Conference on Computer Vision*, 2003. 9
- [24] Davis L. Mittal A., Zhao L. Human body pose estimation using silhouette shape analysis. *Proceedings of the IEEE Conference on Advanced Video and Signal Based Surveillance*, 2003. 9
- [25] Oe S. Lu X. Recognizing and modeling non-rigid human body actions in space-time. *Proceedings of the Third International Conference on Image and Graphics*, 2004. 9
- [26] Howard T. Caillette F. Real-time markerless human body tracking using colored voxels and 3-d blobs. *Proceedings of the Third IEEE and ACM International Symposium on Mixed and Augmented Reality*, 2004. 10, 25
- [27] Magnor M. Theisel J. Aguiar E. de, Theobalt C. m^3 : Marker-free model reconstruction and motion tracking from 3d voxel data. *Proceedings of the 12th Pacific Conference on Computer Graphics and Applications*, 2004. 10
- [28] Vandergheynst P. Petrovic A., Divorra O. Multiresolution segmentation of natural images: From linear to nonlinear scale-space representations. *IEEE Transactions on Image Processing*, 13(8):1104 – 1114, 2004. 25
- [29] J. Mitchelson and A. Hilton. Simultaneous pose estimation of multiple people using multiple-view cues with hierarchical sampling. *In British Machine Vision Conference.*, 2003. 25
- [30] Weng P.K. Wu Y.Y. Wu P., Chang J.H. Improved moving object segmentation by multiresolution and variable thresholding. *Optical Engineering*, 45, 2006. 25
-

- [31] Francisco José Cortijo Bon. Estimación del error de clasificación y verificación de resultados. *www-etsi2.ugr.es/depar/ccia/rf/www/tema1*, Oct 2001. 33
- [32] C. Ferri J. Hernández-Orallo M.A. Salido. Volume under the roc surface for multi-class problems. exact computation and evaluation of approximations. *Dep. Sistemes Informàtics i Computació, Univ. Politècnica de València (Spain)*, April 2003. 33
- [33] Richard Hartley, Rajiv Gupta, and Tom Chang. Stereo from uncalibrated cameras. pages 761–764, 1992. 38
- [34] Richard I. Hartley. In defense of the eight-point algorithm. *IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence*, 19(6):580–593, June 1997. 40
- [35] Richard Hartley and Andrew Zisserman. *Multiple View Geometry in Computer Vision*. The Press Syndicate of the University of Cambridge, second edition, 2003. 41

A continuación se describe el alcance del trabajo, mediante el planteamiento de los objetivos que en conjunto constituyen un sistema para la evaluación más objetiva de la amplitud de la movilidad articular.

A.1. General

Rastrear automáticamente la posición de las extremidades para obtener su trayectoria en un espacio tridimensional, orientado a la evaluación de la función de las articulaciones como se plantea en el proyecto de investigación: “Diseño de una herramienta diagnóstica para el análisis funcional de personas con secuelas de quemaduras”, a pacientes de la clínica de quemados del hospital infantil universitario de la ciudad de Manizales.

A.2. Específicos

- Evaluar diferentes técnicas de segmentación de imágenes de personas en movimiento e implementar la técnica más adecuada.
- Diseñar un modelo computacional (maniquí) con el número adecuado de grados de libertad para el diagnóstico de la funcionalidad articular.
- Evaluar diferentes técnicas de reconstrucción de la trayectoria en el espacio a partir de múltiples vistas e implementar la técnica más adecuada.
- Diseñar un módulo de medición de los arcos de movimiento para las articulaciones de hombro, codo, cadera y rodilla.

Los objetivos muestran como el problema es abordado empleando técnicas de visión artificial, aprovechando la característica de que la fotografía se acepta como método de uso estándar para la comparación cuando se trata de determinar la precisión del goniómetro universal (ver Sección 1.1.2) [4]. Para el caso específico se utilizan fotografías y videos tomados, como lo menciona el tercer objetivo específico, con varias cámaras de forma simultánea.

Protocolo de evaluación de la AMA pasiva

B.1. Evaluación del hombro

B.1.1. Flexión

- *Posición cero*: paciente acostado boca arriba, brazo a lo largo del cuerpo con el codo en extensión y pulgar hacia arriba. El examinador fija el hombro en su parte superior y coge el tercio medio del antebrazo del paciente y lleva el miembro superior en flexión de hombro manteniendo el codo estirado.
- *Rango*: 0° - 180° .
- *Marcadores*: brazaletes rojo en tercio superior y tercio inferior del brazo.



(a) Posición cero.

(b) Posición final.

Figura B.1: Evaluación de la flexión de hombro.

B.1.2. Abducción

- *Posición cero*: paciente sentado con el brazo a lo largo del cuerpo por fuera de la silla, con el codo en extensión y pulgar al frente. El examinador fija el hombro en su parte superior y coge el tercio medio del antebrazo, lleva el miembro superior a abducción manteniendo el codo estirado.
- *Rango*: 0° - 180° .
- *Marcadores*: brazaletes rojo en tercio superior y tercio inferior del brazo.

B.1.3. Rotación externa

- *Posición cero*: paciente acostado boca arriba con el hombro en Abducción de 90° y codo en flexión de 90° , antebrazo perpendicular a la camilla. El examinador fija el brazo en su parte superior y coge la mano del paciente, lleva el miembro superior hacia rotación externa.

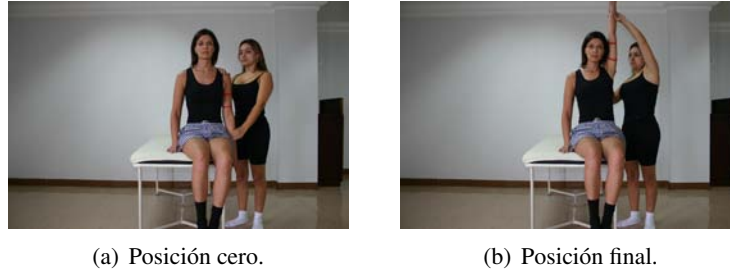


Figura B.2: Evaluación de la abducción de hombro.

- *Rango:* 0° - 90° .
- *Marcadores:* brazaletes rojo en tercio superior y tercio inferior del antebrazo

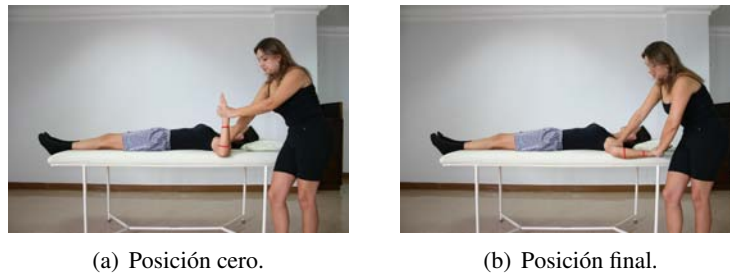


Figura B.3: Evaluación de la rotación externa de hombro.

B.1.4. Rotación interna

- *Posición cero:* paciente acostado boca arriba con el hombro en Abducción de 90° y codo en flexión de 90° , antebrazo perpendicular a la camilla. El examinador fija el brazo en su parte superior y coge la mano del paciente, lleva el miembro superior hacia rotación interna.
- *Rango:* 0° - 80° .
- *Marcadores:* brazaletes rojo en tercio superior y tercio inferior del antebrazo

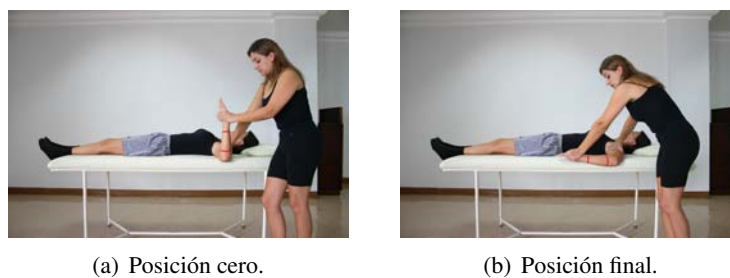


Figura B.4: Evaluación de la rotación interna de hombro.

B.1.5. Adducción

- *Posición cero*: paciente acostado boca arriba, se comienza desde abducción de hombro de 90° y codo en extensión, palma de la mano hacia arriba. El examinador fija el hombro en su parte superior y coge el tercio medio del antebrazo, lleva el miembro superior a aducción manteniendo el codo estirado.
- *Rango*: $0^\circ - 135^\circ$.
- *Marcadores*: brazaletes rojo en tercio superior y tercio inferior del brazo.



(a) Posición cero.

(b) Posición final.

Figura B.5: Evaluación de la adducción de hombro.

B.1.6. Extensión

- *Posición cero*: paciente acostado boca abajo, cabeza del paciente hacia el lado contralateral a evaluar, con el brazo a lo largo del cuerpo, codo en extensión, pulgar hacia abajo. El examinador fija el hombro en su parte superior y coge el tercio medio del antebrazo, lleva el miembro superior hacia arriba manteniendo el codo estirado.
- *Rango*: $0^\circ - 50^\circ$.
- *Marcadores*: brazaletes rojo en tercio superior y tercio inferior del brazo



(a) Posición cero.

(b) Posición final.

Figura B.6: Evaluación de la extensión de hombro.

B.2. Evaluación del codo

B.2.1. Flexión

- *Posición cero*: paciente acostado boca arriba con el codo en extensión y pulgar hacia arriba. El examinador fija el tercio superior del brazo y coge el tercio distal del antebrazo, lleva el codo a flexión.

- *Rango*: 0° - 135° .
- *Marcadores*: brazaletes rojo en tercio superior y tercio inferior del antebrazo.

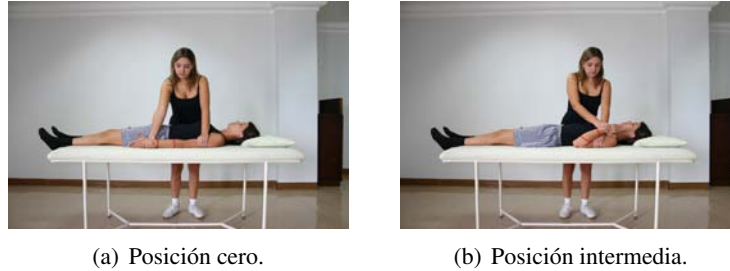


Figura B.7: Evaluación de la flexión del codo.

B.2.2. Extensión

- *Posición cero*: baciente acostado boca arriba; se parte desde la flexión que presente. El examinador fija el tercio superior del brazo y coge el tercio distal del antebrazo, lleva el codo a extensión
- *Rango*: 0° - 135° .
- *Marcadores*: brazaletes rojo en tercio superior y tercio inferior del antebrazo.

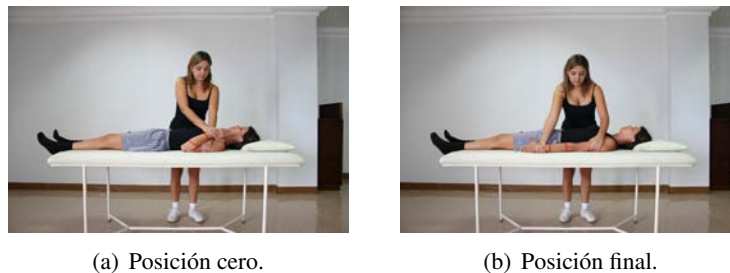


Figura B.8: Evaluación de la extensión del codo.

B.2.3. Pronación

- *Posición cero*: paciente sentado con el codo en flexión de 90° , mano empuñada y codo fijo al cuerpo, antebrazo en neutro. El examinador fija el tercio distal del brazo y coge el tercio distal del antebrazo y lo lleva hacia pronación.
- *Rango*: 0° - 80° .
- *Marcadores*: brazaletes rojo en base y cabeza de la falange proximal del III dedo.

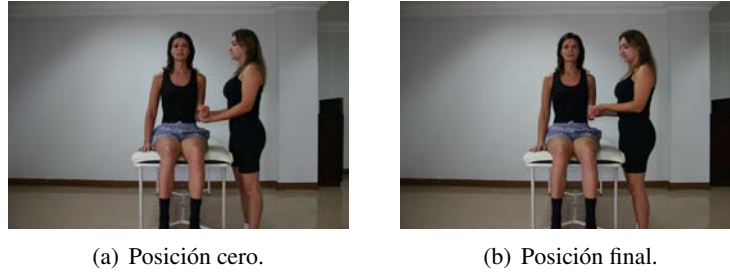


Figura B.9: Evaluación de la pronación del codo.

B.2.4. Supinación

- *Posición cero*: paciente sentado con el codo en flexión de 90°, mano empuñada y codo fijo al cuerpo, antebrazo en neutro. El examinador fija el tercio distal del brazo y coge el tercio distal del antebrazo y lo lleva hacia supinación.
- *Rango*: 0° - 90°.
- *Marcadores*: brazaletes rojo en base y cabeza de la falange proximal del III dedo.

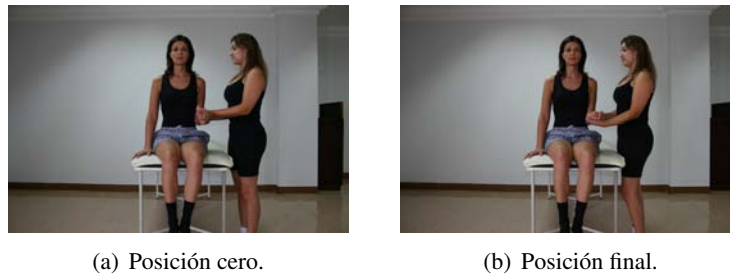


Figura B.10: Evaluación de la supinación del codo.

B.3. Evaluación de la cadera

B.3.1. Flexión

- *Posición cero*: paciente acostado boca arriba con rodilla en extensión. El examinador coge la pierna por debajo de la rodilla y de la planta del pie del paciente. Lleva el miembro inferior en flexión doblando la rodilla hacia el pecho. Debe controlar el movimiento de manera que no haya basculación pélvica.
- *Rango*: 0° - 135°.
- *Marcadores*: brazaletes rojo en tercio superior y tercio inferior del muslo.

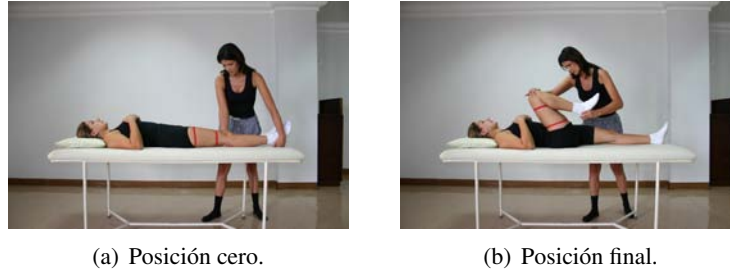


Figura B.11: Evaluación de la flexión de la cadera.

B.3.2. Abducción

- *Posición cero*: paciente acostado de lado sobre el lado no evaluado. El examinador fija encima de la pelvis del lado a evaluar. Toma el tercio medio de la pierna. Lleva el miembro inferior hacia arriba en abducción.
- *Rango*: 45°.
- *Marcadores*: brazaletes rojo en tercio superior y tercio inferior del muslo

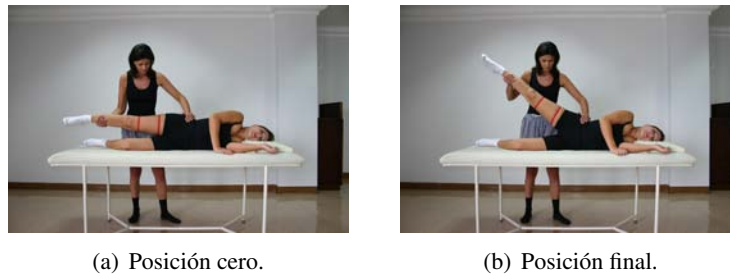


Figura B.12: Evaluación de la abducción de la cadera.

B.3.3. Adducción

- *Posición cero*: paciente acostado de lado sobre el lado a evaluar. El examinador sostiene la pierna que queda encima aproximadamente 40° de abducción. Toma el tercio inferior de la pierna que queda apoyada sobre la camilla. Lleva el miembro inferior hacia arriba en adducción.
- *Rango*: 0° - 20°.
- *Marcadores*: Brazaletes rojo en tercio superior y tercio inferior del muslo.

B.3.4. Rotación externa

- *Posición cero*: paciente sentado en una camilla alta con las piernas abiertas colgando. El examinador fija el muslo de la extremidad a evaluar. Toma el tercio distal de la pierna. Lleva el miembro inferior hacia adentro en rotación externa.

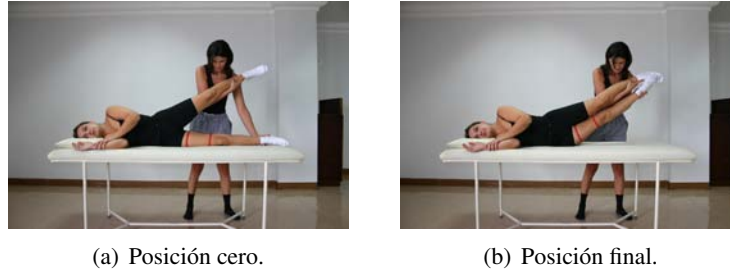


Figura B.13: Evaluación de la adducción de la cadera.

- *Rango:* 0° - 45°.
- *Marcadores:* brazaletes rojo en tercio superior y tercio inferior de la pierna.



Figura B.14: Evaluación de la rotación externa de la cadera.

B.3.5. Rotación interna

- *Posición cero:* paciente sentado en una camilla alta con las piernas abiertas colgando sin apoyo en el piso. Fijar el muslo de la extremidad a evaluar. Tomar la cara externa del tercio distal de la pierna y llevar la pierna hacia adentro.
- *Rango:* 0° - 45°.
- *Marcadores:* paciente sentado en una camilla alta con las piernas abiertas y colgando. El examinador fija el muslo de la extremidad a evaluar. Toma el tercio distal de la pierna. Lleva el miembro inferior hacia fuera en rotación interna.

B.3.6. Extensión

- *Posición cero:* paciente acostado boca abajo con los pies por fuera de la camilla y rodilla en flexión de 90°. El examinador fija con el antebrazo ambos glúteos en la parte superior. Toma el tercio inferior del muslo. Lleva el miembro inferior hacia arriba en extensión.
- *Rango:* 0° - 20°.
- *Marcadores:* brazaletes rojo en tercio superior y tercio inferior del muslo



Figura B.15: Evaluación de la rotación interna de la cadera.

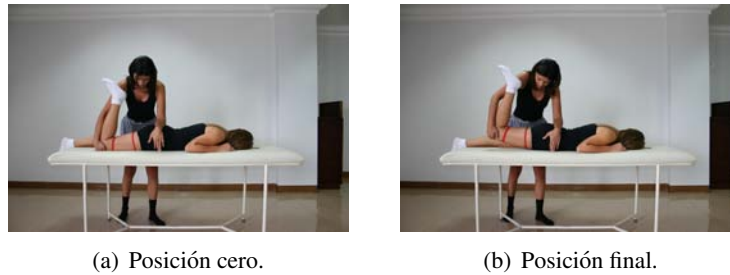


Figura B.16: Evaluación de la extensión de la cadera.

B.4. Evaluación de la rodilla

B.4.1. Flexión

- *Posición cero*: paciente acostado boca abajo con los pies por fuera de la camilla. El examinador fija el muslo de la extremidad a evaluar y toma el pie del paciente. Lleva la rodilla en flexión.
- *Rango*: 0° - 135° .
- *Marcadores*: brazaletes rojo en tercio superior y tercio inferior de la pierna.

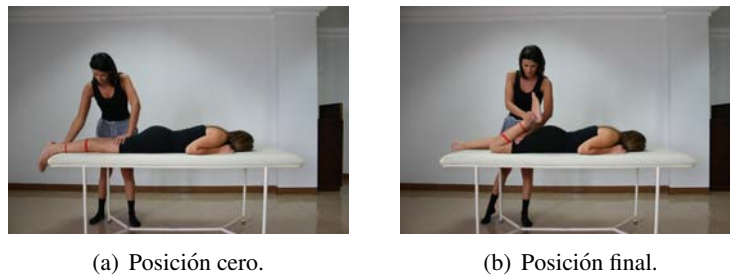


Figura B.17: Evaluación de la flexión de la rodilla.

B.4.2. Extensión

- *Posición cero*: paciente acostado boca abajo con la rodilla en la máxima flexión. El examinador fija el muslo de la extremidad a evaluar y toma el pie del paciente. Lleva la rodilla a extensión.

- *Rango*: 0° ó 180°.
- *Marcadores*: brazaletes rojo en tercio superior y tercio inferior de la pierna.

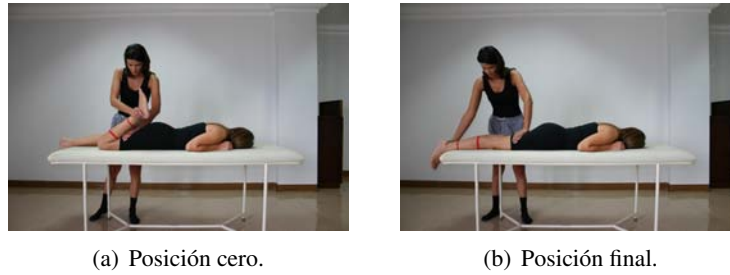


Figura B.18: Evaluación de la extensión de la rodilla.

Protocolo de evaluación de la fuerza muscular contra gravedad

C.1. Evaluación del hombro

C.1.1. Flexión

- *Posición cero*: paciente sentado con el brazo a lo largo del cuerpo por fuera de la silla con el codo estirado y pulgar al frente. El examinador fija el hombro en su parte superior y escápula. Solicita al paciente el movimiento de flexión.
- *Rango*: 0° - 112° .
- *Marcadores*: brazaletes rojo en tercio superior y tercio inferior del brazo.



(a) Posición cero.

(b) Posición final.

Figura C.1: Evaluación de la flexión de hombro.

C.1.2. Abducción

- *Posición cero*: paciente sentado con el brazo a lo largo del cuerpo por fuera de la silla, con el codo estirado y pulgar al frente. El examinador fija el hombro en su parte superior. Solicita al paciente el movimiento de abducción.
- *Rango*: 0° - 112° .
- *Marcadores*: brazaletes rojo en tercio superior y tercio inferior del antebrazo.

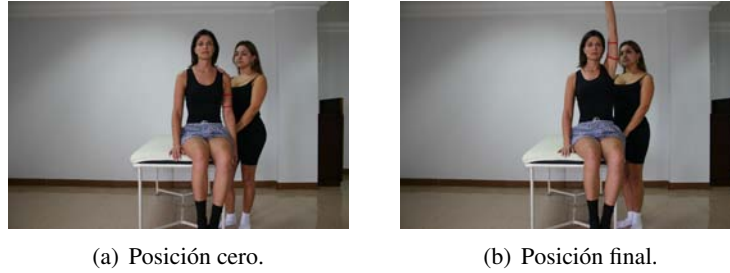


Figura C.2: Evaluación de la abducción de hombro.

C.1.3. Rotación externa

- *Posición cero*: paciente acostado boca abajo con el hombro en abducción de 90° y codo en flexión de 90° con el antebrazo hacia abajo. El examinador fija el hombro en su parte superior y la escápula. Solicita al paciente el movimiento de rotación externa.
- *Rango*: $0^\circ - 80^\circ$.
- *Marcadores*: brazaletes rojo en tercio superior y tercio inferior del antebrazo.

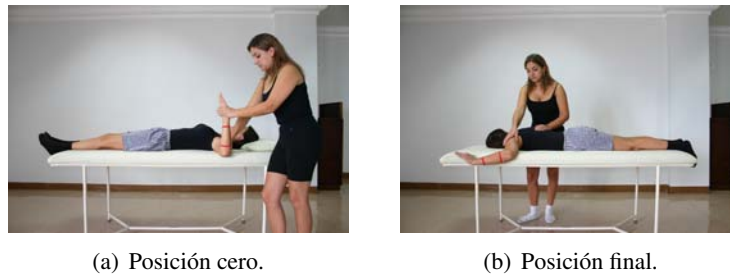


Figura C.3: Evaluación de la rotación externa de hombro.

C.1.4. Rotación interna

- *Posición cero*: paciente acostado boca abajo con el hombro en abducción de 90° y codo en flexión de 90° con el antebrazo hacia abajo. El examinador fija el hombro en su parte superior y la escápula. Solicita al paciente el movimiento de rotación interna.
- *Rango*: $0^\circ - 69^\circ$.
- *Marcadores*: Brazaletes rojo en tercio superior y tercio inferior del antebrazo.

C.1.5. Adducción

- *Posición cero*: paciente acostado boca arriba, se comienza desde abducción de hombro de 90° y codo en extensión. El examinador fija el hombro en su parte superior. Solicita al paciente el movimiento de adducción.

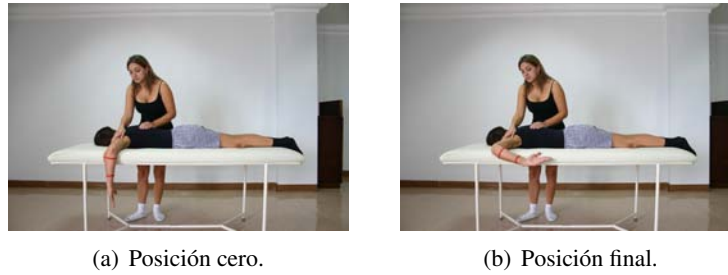


Figura C.4: Evaluación de la rotación interna de hombro.

- *Rango:* 0° - 104° .
- *Marcadores:* brazaletes rojo en tercio superior y tercio inferior del brazo.

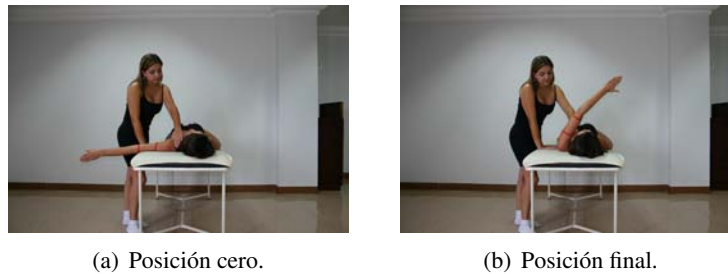


Figura C.5: Evaluación de la adducción de hombro.

C.1.6. Extensión

- *Posición cero:* paciente acostado boca abajo, cabeza del paciente hacia el lado contralateral a evaluar, con el brazo a lo largo del cuerpo, codo en extensión, pulgar hacia abajo. El examinador fija el hombro en su parte superior. Solicita al paciente el movimiento de extensión.
- *Rango:* 0° - 50° .
- *Marcadores:* brazaletes rojo en tercio superior y tercio inferior del brazo.

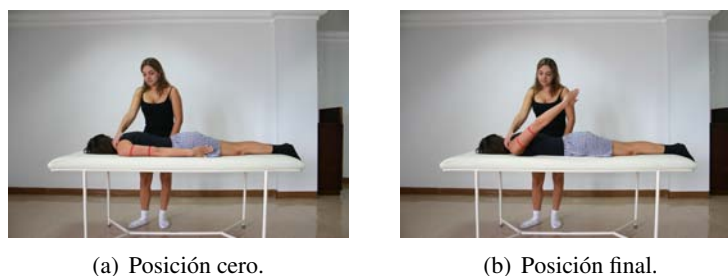


Figura C.6: Evaluación de la extensión de hombro.

C.2. Evaluación del codo

C.2.1. Flexión

- *Posición cero*: paciente sentado con el brazo a lo largo del cuerpo por fuera de la camilla y pulgar al frente. El examinador fija el brazo pegado al cuerpo. Solicita al paciente el movimiento de flexión.
- *Rango*: 0° - 135° .
- *Marcadores*: brazaletes rojo en tercio superior y tercio inferior del antebrazo.



(a) Posición cero.

(b) Posición intermedia.

Figura C.7: Evaluación de la flexión del codo.

C.2.2. Extensión

- *Posición cero*: paciente acostado boca arriba con el hombro en flexión de 90° , codo en máxima flexión. El examinador fija el tercio medio del brazo. Solicita al paciente el movimiento de extensión.
- *Rango*: 0° - 179° .
- *Marcadores*: brazaletes rojo en tercio superior y tercio inferior del antebrazo.



(a) Posición cero.

(b) Posición final.

Figura C.8: Evaluación de la extensión del codo.

C.2.3. Pronación

No evaluable en contra de la gravedad.

C.2.4. Supinación

- *Posición cero*: paciente sentado con el codo en semiflexión, antebrazo en pronación. El examinador fija el tercio distal del brazo. Solicita al paciente el movimiento de supinación hasta la posición neutra.
- *Rango*: 0° - 60° .
- *Marcadores*: brazaletes rojo en base y cabeza de la falange proximal del III dedo.



(a) Posición cero.

(b) Posición final.

Figura C.9: Evaluación de la supinación del codo.

C.3. Evaluación de la cadera

C.3.1. Flexión

- *Posición cero*: paciente sentado en el borde de la camilla con las piernas colgando. El examinador fija la cresta ilíaca de la cadera a evaluar. Solicita al paciente llevar la rodilla hacia el pecho sin mover la espalda.
- *Rango*: 0° - 122° .
- *Marcadores*: brazaletes rojo en tercio superior y tercio inferior del muslo.



(a) Posición cero.

(b) Posición final.

Figura C.10: Evaluación de la flexión de la cadera.

C.3.2. Abducción

- *Posición cero*: paciente acostado de lado sobre el lado no evaluado. El examinador fija encima de la pelvis del lado a evaluar. Solicita al paciente levantar el miembro inferior hacia arriba en abducción.

- *Rango:* 0° - 20°.
- *Marcadores:* brazaletes rojo en tercio superior y tercio inferior del muslo

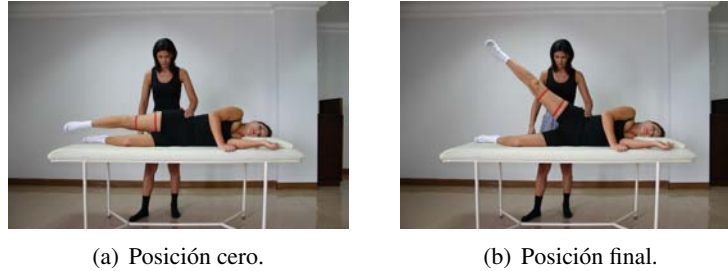


Figura C.11: Evaluación de la abducción de la cadera.

C.3.3. Adducción

- *Posición cero:* paciente acostado de lado sobre el lado a evaluar. El examinador sostiene la pierna que queda encima aproximadamente 40° de abducción. Solicita al paciente levantar el miembro inferior hacia arriba en adducción.
- *Rango:* 0° - 20°.
- *Marcadores:* brazaletes rojo en tercio superior y tercio inferior del muslo.

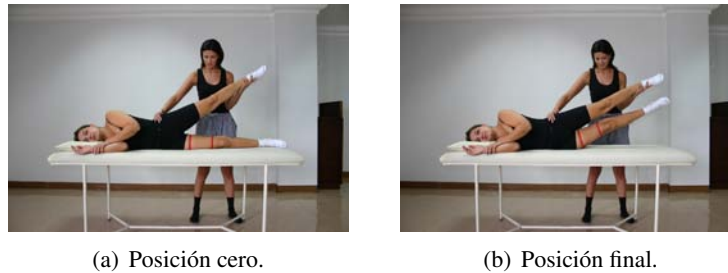


Figura C.12: Evaluación de la adducción de la cadera.

C.3.4. Rotación externa

- *Posición cero:* paciente sentado en una camilla alta con las piernas abiertas colgando. El examinador fija el muslo de la extremidad a evaluar. Solicita al paciente girar la pierna hacia adentro en rotación externa.
- *Rango:* 20°.
- *Marcadores:* brazaletes rojo en tercio superior y tercio inferior de la pierna.

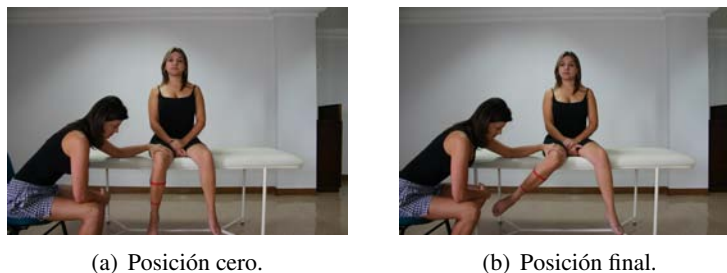


Figura C.13: Evaluación de la rotación externa de la cadera.

C.3.5. Rotación interna

- *Posición cero*: paciente sentado en una camilla alta con las piernas abiertas y colgando. El examinador fija el muslo de la extremidad a evaluar. Solicita al paciente girar la pierna hacia fuera en rotación interna.
- *Rango*: 0° - 45°.
- *Marcadores*: brazaletes rojo en tercio superior y tercio inferior de la pierna.



Figura C.14: Evaluación de la rotación interna de la cadera.

C.3.6. Extensión

- *Posición cero*: paciente acostado boca abajo con los pies por fuera de la camilla y rodilla en flexión de 90° de la pierna a evaluar. El examinador fija con el antebrazo ambos glúteos en la parte superior. Solicita al paciente levantar el miembro inferior hacia extensión.
- *Rango*: 0° - 10°.
- *Marcadores*: brazaletes rojo en tercio superior y tercio inferior del muslo

C.4. Evaluación de la rodilla

C.4.1. Flexión

- *Posición cero*: paciente acostado boca abajo con los pies por fuera de la camilla. El examinador fija el muslo de la extremidad a evaluar. Solicita al paciente doblar la rodilla.

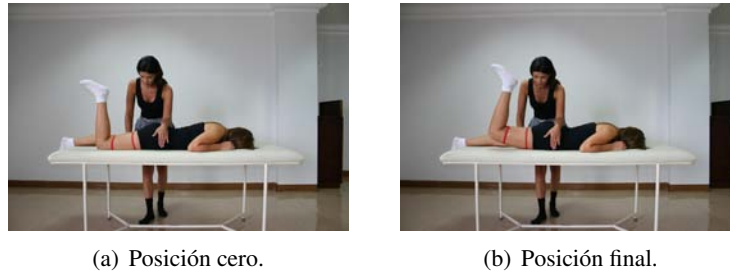


Figura C.15: Evaluación de la extensión de la cadera.

- *Rango*: $0^\circ - 117^\circ$.
- *Marcadores*: brazaletes rojo en tercio superior y tercio inferior de la pierna.

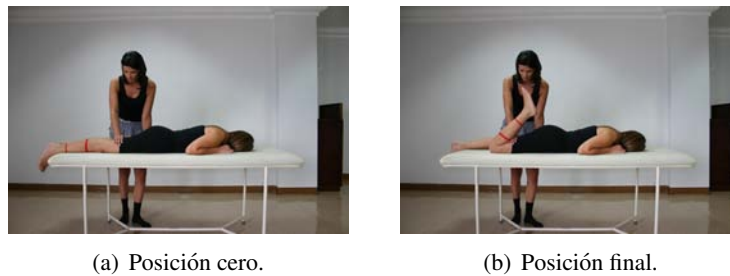


Figura C.16: Evaluación de la flexión de la rodilla.

C.4.2. Extensión

- *Posición cero*: paciente sentado al borde de la camilla con las piernas colgando. El examinador fija el muslo de la extremidad a evaluar. Solicita al paciente estirar la rodilla sin mover la espalda.
- *Rango*: $0^\circ - 179^\circ$.
- *Marcadores*: brazaletes rojo en tercio superior y tercio inferior de la pierna.



Figura C.17: Evaluación de la extensión de la rodilla.

Resultados de la evaluación del desempeño de la segmentación

Las tablas mostradas a continuación, corresponden a las matrices de confusión (MC) obtenidas en cada una de las pruebas para la evaluación de la etapa de segmentación.

Las pruebas realizadas consisten en:

1. Segmentación y ubicación automática de los centros de masa sin ajuste de imagen. Se asignará un superíndice $-a$, por ejemplo la prueba a la base de datos I_F sin ajuste equivale a I_F^{-a}
2. Segmentación y ubicación automática de los centros de masa con ajuste de imagen. Se asignará un superíndice a .

La Tabla D.1 muestra los resultados de la segmentación para la prueba I_F^{-a} .

	Marcador	Fondo
Marcador	91,05 %	8,95 %
Fondo	0,65 %	99,35 %

Tabla D.1: MC para I_F^{-a} .

La Tabla D.2 muestra los resultados de la segmentación para la prueba I_F^a .

	Marcador	Fondo
Marcador	96,35 %	3,65 %
Fondo	0,22 %	99,78 %

Tabla D.2: MC para I_F^a .

La Tabla D.3 muestra los resultados de la segmentación para la prueba I_V^{-a} .

	Marcador	Fondo
Marcador	76,48 %	23,52 %
Fondo	1,36 %	98,64 %

Tabla D.3: MC para I_V^{-a} .

La Tabla D.4 muestra los resultados de la segmentación para la prueba I_V^a .

	Marcador	Fondo
Marcador	88,51 %	11,49 %
Fondo	0,99 %	99,01 %

Tabla D.4: MC para I_V^a .

La Tabla D.5 muestra los resultados de la segmentación para la prueba I_W^{-a} .

	Marcador	Fondo
Marcador	67,21 %	32,79 %
Fondo	2,64 %	97,36 %

Tabla D.5: MC para I_W^{-a} .

La Tabla D.6 muestra los resultados de la segmentación para la prueba I_W^a .

	Marcador	Fondo
Marcador	72,19 %	27,81 %
Fondo	1,95 %	98,05 %

Tabla D.6: MC para I_W^a .