



BENEMÉRITA UNIVERSIDAD AUTÓNOMA DE PUEBLA

FACULTAD DE CIENCIAS DE LA ELECTRÓNICA
MAESTRÍA EN INGENIERÍA ELECTRÓNICA,
OPCIÓN INSTRUMENTACIÓN ELECTRÓNICA

TESIS PARA OBTENER EL GRADO DE:
MAESTRO EN INGENIERÍA ELECTRÓNICA

SISTEMA PARA LA EVALUACIÓN FUNCIONAL BIOMECÁNICA EN FISIOTERAPIA

Presenta:

Jonas Grande Barreto*

Asesores:

Dr. Aldrin Barreto Flores

M.C. Ricardo Álvarez González

M.C. José Francisco Portillo Robledo

Becario CONACyT*

Puebla, Pue., Septiembre 2015

Índice general

Agradecimientos	V
Resumen	VII
Introducción	IX
1. Biomecánica y fisioterapia	1
1.1. Biomecánica	1
1.1.1. Osteocinemática	2
1.1.2. Articulaciones	3
1.1.3. Artrocinemática	5
1.1.4. Músculos	5
1.1.5. Biomecánica músculo esquelética	7
1.2. Patologías musculares	9
1.3. Valoración fisioterapéutica	10
1.3.1. Postura	11
1.3.2. Movimiento y coordinación	12
1.3.3. Equilibrio	12
1.3.4. Percepción	13
1.4. Técnicas de evaluación	13
1.5. Fisioterapia y tecnología	14
2. Visión artificial	17
2.1. Cámara digital	17
2.2. Herramientas de digitalización	19
2.3. Kinect	20
2.3.1. Cámara de profundidad	21
2.3.2. Cámara de color	22
2.4. Software	22
2.5. Sistema de visión artificial	23
2.6. Procesamiento digital de imágenes	24
2.6.1. Histograma	24
2.6.2. Operaciones sobre píxel	25

2.6.3. Thresholding	26
2.6.4. Operaciones para segmentación	27
2.6.5. Operaciones morfológicas	29
2.7. Características geométricas	32
2.8. Ecuaciones paramétricas: Transformada de Hough	33
2.9. Valoración postural a través de visión artificial	35
3. Algoritmo de valoración postural	37
3.1. Algoritmo de valoración 2D	38
3.2. Clasificación de regiones bajo propiedades geométricas	42
3.3. Combinación de algoritmos	51
3.3.1. Adquisición de imágenes para el algoritmo	51
3.3.2. Construcción del algoritmo	53
3.4. Herramienta de valoración 3D	59
4. Experimentos y resultados	67
4.1. Experimentos para análisis postural estático	67
4.2. Especificaciones sobre el color del fondo utilizado	67
4.3. Especificaciones sobre el atuendo utilizado	68
4.3.1. Especificaciones para el análisis de la firma geométrica	69
4.3.2. Especificaciones para la implementación de HT	70
4.4. Trazado de líneas de referencia	71
4.5. Análisis de los ejercicios propuestos	71
4.5.1. Análisis de postura estática	71
4.5.2. Curl de bícep	73
4.5.3. Sentadilla libre	76
4.5.4. Herramienta JWC para evaluación motriz	80
4.6. Interfaz para el análisis de postura	81
5. Análisis de resultados finales	85
5.1. Comparación de resultados	85
5.1.1. Validación para valoración postural estática	85
5.1.2. Validación para sentadilla libre	92
5.1.3. Validación para curl de bícep	95
5.1.4. Validación de herramienta JWC	97
Conclusión	99
A. Publicaciones	103
B. Manual de usuario	109
Bibliografía	117

Agradecimientos

Esta tesis fue desarrollada gracias a la beca del Programa Nacional de Posgrados de Calidad (PNPC) auspiciado por CONACYT durante el período Agosto 2014 y Julio 2015.

Gracias a mis asesores: Dr. Aldrin Barreto Flores, M.C. Ricardo Álvarez González y José Francisco Portillo Robledo por el apoyo y enseñanzas brindadas durante el desarrollo de esta tesis y las publicaciones relacionadas.

Al jurado compuesto por la Dra. Olga Guadalupe Felix Beltrán, la M.C. Ana María Rodríguez Domínguez y el Dr. Arnulfo Luis Ramos, gracias por haber dedicado tiempo y esfuerzo durante sus revisiones dedicadas a mejorar la calidad de este trabajo y el nivel educativo de la Facultad de Ciencias de la Electrónica. Estaré siempre agradecido por el consejo, paciencia y ayuda prestada.

Al LFT. Jaime Rebollo Vázquez responsable del Laboratorio de Postura de la Benemérita Universidad Autónoma de Puebla, gracias por las facilidades prestadas durante el desarrollo de este trabajo.

Al grupo de residentes del Laboratorio de Postura: Ruth Ester Rosas Sánchez, Ana Karen Ustaran Aquino y Héctor Contreras Angoa por compartir sus conocimientos, haber confiado y comprometido su esfuerzo tan necesario en la realización de la presente tesis.

Resumen

En el presente trabajo de investigación se desarrolla un sistema de visión artificial especializado que combina dos técnicas de tratamiento digital de imágenes en 2D, para obtener resultados cuantitativos en la evaluación postural de tres casos específicos: postura erguida, sentadilla libre y curl de bíceps. Las técnicas para imágenes en 2D están diseñadas para identificar marcadores pasivos, 4 para análisis sagital y 8 para frontal, con forma circular ubicados en partes anatómicas claves del paciente evaluado. La primera técnica, *Firma Geométrica*, analiza y evalúa la firma geométrica de los objetos presentes en la imagen con el objetivo de segmentar aquellos que corresponden a los marcadores. La segunda utiliza la *Transformada de Hough* para detectar aquellos elementos parecidos a círculos presentes en la imagen analizada. Al igual que la Transformada de Hough, el análisis de Firma Geométrica aprovecha la geometría de los marcadores para poder segmentarlos del resto de los objetos. Combinando ambos métodos de procesamiento digital de imágenes se asegura que los objetos segmentados corresponden a los marcadores. Como complemento al análisis en 2D se integra un estudio de imágenes en 3D para monitoreo en terapia de rehabilitación, el cual se basa en el uso de la herramienta *Joint World Coordinates*, integrada en el *SDK Kinect V1.8* de Microsoft® utilizando el sensor *Kinect*® para crear un Stickman que simula los movimientos realizados por un paciente.

Para las pruebas de los ejercicios propuestos utilizando el análisis en 2D se capturan videos, 10 imágenes para estático y 150 para dinámico, de los planos frontal y sagital a partir de los cuales se seleccionan las imágenes necesarias para ser evaluadas por el sistema de visión artificial. En el análisis 3D se realizan 900 capturas, equivalente a 1 minuto de filmación, para que el paciente pueda realizar ejercicios propuestos por el fisioterapeuta. Todas las capturas de imagen se efectúan con resolución de 1 Megapíxel, a una distancia de 2.5 m y altura sobre el nivel del piso de 1 m. Las pruebas se realizaron con 34 voluntarios con edades de entre 18 y 25 años, de los cuales 16 son hombres 18 mujeres, sin alteraciones posturales crónicas ni sobrepeso. El resultado del algoritmo son las coordenadas de ubicación de los marcadores, 4 para el plano sagital y 8 para el frontal, a partir de las cuales es posible calcular la posición angular de las articulaciones marcadas mediante la ecuación de la pendiente, generando un resultado cuantitativo que permite referenciar la severidad de alguna patología sufrida por un paciente.

Introducción

Los seres humanos sanos tienen la misma capacidad para moverse [1, 2] pero la calidad para hacerlo es lo que distingue a un individuo de otro. Los movimientos no deben realizarse por cantidad si están mal ejecutados o si se padece alguna patología que afecte al aparato locomotor, es más importante la calidad del movimiento. Una cantidad de movimiento mal ejecutada provoca un desgaste del aparato locomotor generando más fatiga, menor rendimiento y mayores posibilidades de padecer lesiones [3–7]. Es común que los movimientos mal ejecutados alcancen el objetivo, por tal motivo no se corrigen, este patrón poco a poco va dañando el sistema locomotor provocando lesiones por compensación.

El análisis fisioterapéutico utiliza conceptos de anatomía y biomecánica para evaluar la eficiencia de movimiento de un individuo. El análisis está sujeto a métodos tradicionales de exploración visual y de contacto en conjunto con herramientas que carecen de resultados cuantitativos. Sin embargo, dichas pruebas carecen de objetividad para evaluar la severidad de una patología o el porcentaje de avance de las terapias de rehabilitación [6, 8]. Incluso al tener las herramientas y utilizar el mismo método los resultados de la valoración pueden variar ya que dependen del criterio y experiencia del terapeuta que la realiza ya que no existe una norma unificada para la interpretación de resultados.

Una de las principales áreas donde se evidencia la falta de herramientas y diferencia de criterios es la evaluación postural estática. La postura estática se define como aquella en la que la columna se encuentra completamente erguida sobre su base, la cintura pélvica alineada en el mismo plano con las extremidades inferiores y con la cabeza como prolongación de la columna cervical [3]. En otra definición acerca del modelo postural la columna presenta una serie de curvaturas normales y los huesos de las extremidades inferiores se encuentran alineados, de forma que el peso del cuerpo se reparta adecuadamente [6]. El método tradicional para evaluar la postura consiste en una inspección visual con la ayuda de una línea de plomada [8], esta técnica depende por completo de la percepción y de la habilidad del terapeuta para detectar una alteración postural desde el plano frontal y sagital del paciente. El resultado de la evaluación es subjetiva y carece de una metodología para hacer repetible la prueba.

Una herramienta alternativa de apoyo en las valoraciones terapéuticas es el uso de sistemas de visión artificial por computadora. El objetivo de un sistema de visión artificial es recuperar

información útil sobre la escena analizada [9]. La base de trabajo de los sistemas de visión artificial es el *procesamiento digital de imágenes*, el cual constituye una serie de técnicas que mejoran, modifican y obtienen información no disponible para el ojo humano de una escena en particular [10]. El uso de sistemas de visión artificial con aplicaciones terapéuticas no es una metodología reciente debido a que existen trabajos relacionados al área pero se enfocan en un sólo aspecto de evaluación [11, 12] y desde un sólo plano de análisis. El trabajo de investigación desarrollado propone un sistema de visión artificial que incorpora el uso de marcadores pasivos colocados sobre ubicaciones anatómicas específicas del paciente en conjunto a un algoritmo especializado para la detección y clasificación de los objetos geométricos de interés presentes en las imágenes capturadas [13] en 2D, a partir de las cuales se obtienen resultados cuantitativos para incluir al diagnóstico clínico. Así mismo, incorpora el análisis 3D enfocado a servir de soporte visual y retroalimentación al paciente durante las terapias de rehabilitación asignadas por un fisioterapeuta. Para lograr dicha meta se propusieron los siguientes objetivos:

Objetivo general

- Diseñar e implementar un sistema de visión artificial aplicado a la evaluación funcional biomecánica en fisioterapia.

Objetivos particulares

1. Diseñar y generar el sistema de visión.
2. Desarrollar los algoritmos de visión artificial.
 - Frontal.
 - Sagital.
3. Implementar y validar los algoritmos de visión artificial específicos para tres casos específicos.
 - a) Postura erguida.
 - b) Sentadilla sin peso.
 - c) Curl de bíceps.
4. Desarrollar la interfaz que muestre la información de la evaluación.

El sistema incorpora el análisis del plano frontal y sagital, mientras que los resultados provistos son: una tabla con las posiciones angulares de las articulaciones marcadas, 3 mediciones para el plano sagital y 6 para el frontal; un par imágenes que muestra la distribución de las mismas y una referencia, basada en métodos tradicionales, con la que estas se comparan. Con los resultados generados por el sistema se facilita la identificación y graduación de la severidad de la patología sufrida por el paciente. La incorporación de datos de referencia en conjunto con el soporte gráfico permiten que los resultados puedan ser interpretados de la misma forma por especialistas relacionados a las áreas de anatomía y biomecánica. La Figura 1 muestra el

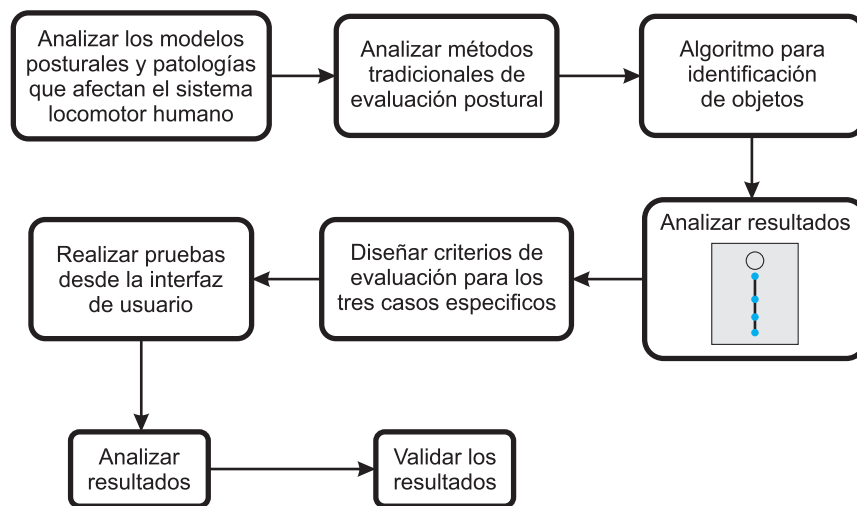


Figura 1: Diagrama a bloques del trabajo de investigación.

diagrama a bloques del trabajo de investigación.

La estructura del documento consiste en cinco capítulos. En el capítulo uno se explican conceptos básicos acerca del sistema músculo esquelético humano, patologías que lo afectan, métodos tradicionales de evaluación y aplicaciones tecnológicas desarrolladas para analizar y evaluar los problemas relacionados a las alteraciones del sistema músculo esquelético humano. En el capítulo dos, se da una descripción de los sistemas de visión artificial, operaciones para modificar imágenes en escala de gris, operaciones morfológicas, descriptores geométricos y métodos de cuantificación para objetos binarios. El desarrollo del algoritmo especializado para identificación de marcadores pasivos al igual que los resultados obtenidos a partir de la aplicación del mismo se explican en el capítulo tres. A su vez, se muestran y explican los resultados obtenidos de los experimentos realizados y se presenta el diseño de la interfaz de usuario en el capítulo cuatro. Finalmente en el capítulo cinco se realiza una comparación entre los resultados generados por el sistema de visión artificial y los obtenidos bajo métodos tradicionales por parte un grupo de especialistas en fisioterapia. En el apartado de conclusión del trabajo, se muestran las ventajas obtenidas al utilizar resultados cuantitativos para abordar la problemática de la evaluación postural, la viabilidad de utilizar un sistema de visión artificial para propósitos terapéuticos y el impacto que tienen los sistemas de visión artificial en la evaluación postural.

En el apartado final del documento se incluyen dos apéndices. El apéndice A contiene el manual de usuario para el manejo de la interfaz diseñada al igual que las especificaciones y requerimientos para tener un óptimo desempeño del sistema de evaluación. El apéndice B contiene los artículos y constancias de participación en congresos nacional e internacional.

Capítulo 1

Biomecánica y fisioterapia

La aplicación de los principios mecánicos al cuerpo humano se remonta al origen del hombre, habilidades como cazar, desplazarse en la nieve o escalar un árbol son antecedentes que pueden observarse en las primeras manifestaciones pictográficas que dejó el hombre primitivo. Durante el Renacimiento, los trabajos de Leonardo Da Vinci mostraron la importancia y relación de la mecánica en la anatomía humana. Sin embargo ha sido en el siglo pasado, cuando el hombre estudió seriamente los efectos mecánicos a los que se somete el cuerpo humano.

1.1. Biomecánica

La aplicación de los principios mecánicos a los cuerpos humano y animal, en movimiento y reposo, se denomina **biomecánica** [5]. De acuerdo con la referencia [14], la biomecánica emplea los principios de la mecánica, que es una rama de la Física que investiga los efectos de la energía, fuerzas y desplazamientos en organismos vivos. La biomecánica combina la ingeniería con la anatomía y la fisiología. La biomecánica cubre un amplio espectro, desde el estudio teórico hasta las ampliaciones prácticas. La anatomía muestra las formas de un proceso fisiológico y la biomecánica permite comprender cómo actúan las fuerzas internas y externas sobre la estructura ósea. El estudio de las patologías del aparato locomotor y sus tratamientos a través del conocimiento de su biomecánica se denomina *biomecánica clínica* [3]. La mayoría de los padecimientos ortopédicos se pueden abordar desde la perspectiva mecánica. Sin embargo, existen padecimientos como las inflamaciones, infecciones o cirugías, que no pueden ser abordados de la misma forma, pero el proceso de recuperación sí puede tratarse con bases mecánicas.

El tratamiento de las patologías en el aparato locomotor requiere de un conocimiento sobre los músculos, huesos y articulaciones que intervienen en algún proceso locomotor como estabilizar o desplazar un miembro. Ejemplo de esto es la comprensión de la forma de los huesos curvos como el fémur, la curva de su diseño permite incluir a los músculos del cuádriceps los cuales se encargan de impulsar el cuerpo hacia arriba cuando una persona se encuentra en cucullas. La forma esférica de la cabeza del húmero le permite insertarse en el omoplato y la clavícula, estos huesos son recubiertos por los músculos deltoides, que se divide en tres

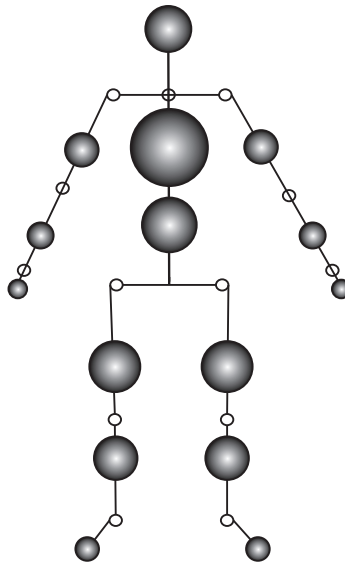


Figura 1.1: Modelo de la distribución de masa corporal humana [1].

secciones para brindar el movimiento tridimensional al hombro. El trabajo de Drillis abrió el camino formal para la investigación biomecánica del cuerpo humano [1], la Figura 1.1 muestra el modelo propuesto sobre la distribución de masa corporal y las principales articulaciones del cuerpo humano.

En condiciones normales existe un equilibrio en la estructura ósea. Cuando no se logra el equilibrio, los músculos se activan tratando de compensar el desajuste de la alteración ósea, a esto se le conoce como principio de equilibrio [14]. Para comprender este comportamiento se utilizan los principios de la mecánica: *cinemática*, *estática* y *dinámica*. La cinemática estudia los movimientos sin incluir las causas que lo producen. La estática aborda las fuerzas y su equilibrio mientras la dinámica analiza el movimiento y sus causas, las fuerzas que lo ocasionan.

La fuerza es el producto de la masa (kg) por la aceleración (m/s^2) cuyo resultado tiende a generar movimiento sobre el cuerpo en el que es aplicada, las unidades para medir la fuerza son los Newtons (N) en el sistema internacional de medidas. Cuando una fuerza se aplica a un objeto que se encuentra fijo en un punto, dicha fuerza genera una rotación en el objeto afectado. Esta rotación se conoce como *momento de fuerza*. A través del conocimiento de los momentos de fuerza que actúan en las secciones musculares es posible determinar las fuerzas ejercidas por los músculos involucrados.

1.1.1. Osteocinemática

El movimiento de los huesos respecto a los tres planos cardinales principales del cuerpo es objeto de estudio de la osteocinemática [14]. Estos planos de movimiento se observan con respecto a una persona de pie en la posición anatómica, esto se observa en la Figura 1.2.

El plano sagital discurre paralelo a la sutura sagital del cráneo, dividiendo el cuerpo en las secciones derecha e izquierda. El plano frontal se extiende paralelo a la sutura coronal del cráneo, dividiendo el cuerpo en dos secciones, anterior y posterior. El plano horizontal divide el cuerpo en las secciones superior e inferior.

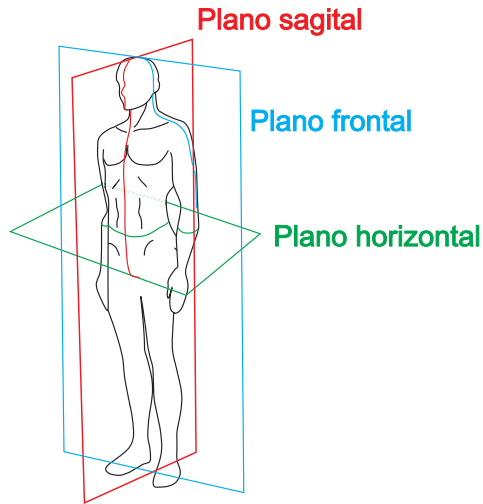


Figura 1.2: Planos corporales en el cuerpo humano [2].

1.1.2. Articulaciones

Una articulación es la unión o punto de pivote entre dos o más huesos. El movimiento del cuerpo en conjunto se produce sobre todo mediante la rotación de huesos en articulaciones individuales [14]. Las articulaciones también transfieren y disipan fuerzas debido a la gravedad y la activación de los músculos a través del cuerpo. El envejecimiento, la inmovilización, las lesiones y las enfermedades afectan a la estructura músculo esquelética. Estos factores influyen de modo significativo en la calidad y la cantidad de movimiento que proporciona cada articulación al cuerpo humano. Los movimientos de las articulaciones anatómicas suelen ser complejos por su forma asimétrica, la irregularidad de sus superficies y la cantidad de músculos, tendones y ligamentos que se relacionan para producir un movimiento.

Los huesos rotan alrededor de una articulación en un plano perpendicular a un eje de rotación. Los grados de libertad del movimiento articular son el número de movimientos independientes que permite una articulación. Una articulación puede poseer hasta tres grados de libertad angular, es decir, posee un movimiento tridimensional. Por lo regular las articulaciones poseen un movimiento que se puede analizar desde la perspectiva de coordenadas esféricas. La Figura 1.3 muestra los grados de libertad permisibles que posee el hombro, donde el movimiento de aducción se toma como la coordenada x , la abducción como la coordenada y y la rotación como la coordenada z . La mayoría de los movimientos habitualmente realizados con las extremidades superiores comprenden la rotación de segmentos distales sobre segmentos proximales.

El segmento proximal de una articulación de una extremidad superior suele estabilizarse con los músculos o la gravedad, mientras que el segmento distal gira.

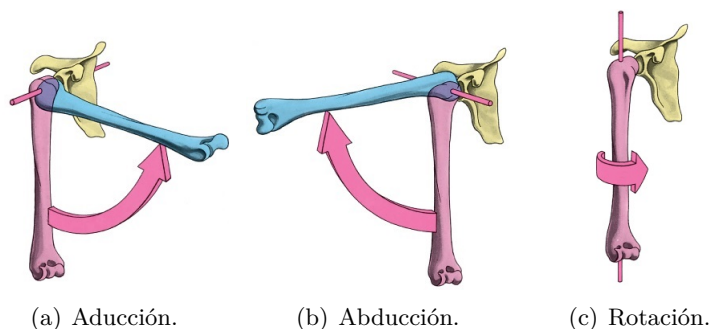


Figura 1.3: Movimientos articulares del hombro [3].

Las extremidades inferiores realizan habitualmente movimientos cinemáticos de segmentos distales sobre proximales y de proximales sobre distales [14]. El concepto de cadena cinemática se emplea para describir la relación de movimiento entre los segmentos corporales.

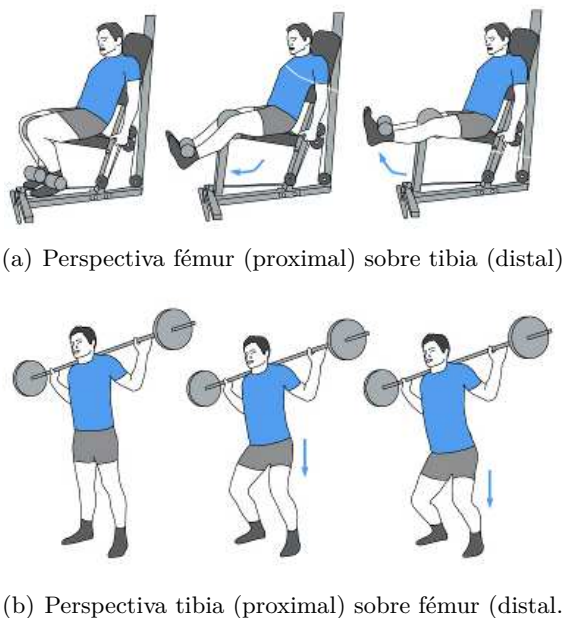


Figura 1.4: Perspectivas de movimiento [3].

Los términos cadena cinemática abierta y cadena se emplean para indicar si el extremo distal de una extremidad está fijo al suelo o es un objeto móvil [5]. La cadena cinemática abierta se define como una conexión de elementos en la que el segmento distal (final) de la cadena no está fijo, es decir, el segmento tiene toda la libertad para moverse de acuerdo a su estructura

(Figura 1.4(a)). Una cadena cinemática cerrada es una conexión en la que el segmento distal de la cadena cinemática está restringido en su movimiento (Figura 1.4(b)).

1.1.3. Artrocinemática

La artrocinemática describe el movimiento entre las superficies articulares. La mayoría de las superficies articulares son curvas, de modo que una superficie es relativamente convexa y la otra relativamente cóncava. La Figura 1.5 muestra algunas de las principales articulaciones existentes en el cuerpo humano. La relación convexo-cóncava de la mayoría de las articulaciones mejora su congruencia, aumenta el área de superficie para disipar las fuerzas de contacto y ayuda a dirigir el movimiento entre los huesos [14]. La Tabla 1.1 muestra otra clasificación de las articulaciones según la función que realizan.



Figura 1.5: Clasificación de articulaciones [7].

Movimiento	Definición
Rodamiento	Múltiples puntos de una superficie articular entran en contacto con múltiples puntos de otras superficies articulares
Deslizamiento	Un solo punto de una superficie articular entra en contacto con múltiples puntos de otra superficie
Rotación	Un solo punto de una superficie articular gira sobre un solo punto de otra superficie articular

Tabla 1.1: Movimientos articulares [7].

1.1.4. Músculos

Las posturas estables son producto de un equilibrio entre las fuerzas musculares actuantes. El movimiento, por el contrario, se produce cuando las fuerzas actuantes están desequilibradas [5]. La fuerza generada por los músculos es el principal medio para controlar el complejo equilibrio entre la postura y el movimiento. El músculo controla la postura y el movimiento de dos formas:

- 1) Estabilización de los huesos.
- 2) Movimiento de los huesos.

La forma del músculo está condicionada por la forma de los huesos en los que debe insertarse, por la fuerza que debe ejercer y por la amplitud del movimiento a efectuar [14]. Las formas más frecuentes se muestran en la Figura 1.6.

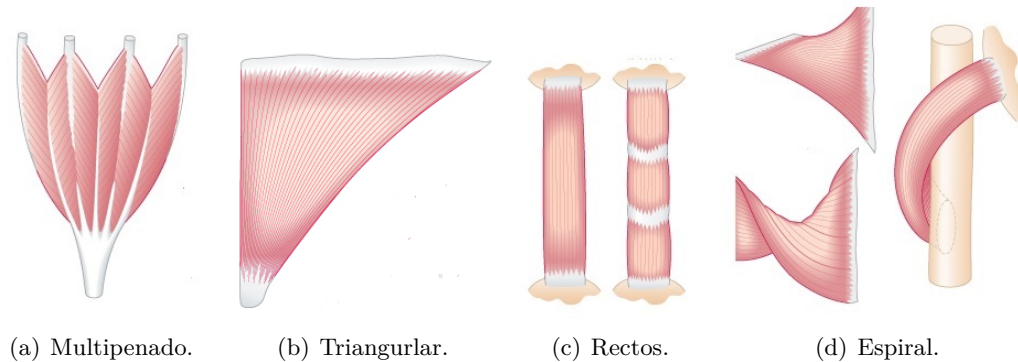


Figura 1.6: Clasificación de los músculos [7].

El músculo tiene la capacidad única de adaptarse a las fuerzas externas que están en contacto con el cuerpo humano. El tejido muscular está idealmente adaptado para esta función porque está vinculado tanto al medio externo como al mecanismo de control interno generado por el sistema nervioso [14]. Bajo el control del sistema nervioso los músculos generan la fuerza necesaria para estabilizar o desplazar las estructuras óseas. Los músculos también pueden ser clasificados según la función que desempeñan:

- Flexores: se utilizan para hacer rotar un segmento distal.
- Extensores: funcionan como antagonistas de los músculos flexores.
- Abductores: separan el segmento distal del plano de referencia.
- Aductores: generan un acercamiento del segmento distal al plano de referencia.
- Rotadores: utilizados para girar segmentos anatómicos.
- Estabilizadores: mantienen un segmento en una posición, pudiendo usar una tensión muscular en varias direcciones a la vez.

Existe una relación entre los músculos que interactúan para generar el movimiento. El músculo principal (agonista) ejerce una acción determinada, un ejemplo de esto es la extensión de codo que muestra en la Figura 1.7, donde el músculo agonista es el tríceps braquial. Su contraparte es el músculo antagonista, el cual se opone a la acción del movimiento. Retomando

el ejemplo de la extensión del antebrazo, el antagonista es el bíceps braquial [15]. El músculo agonista se contrae creando un desequilibrio de fuerzas que genera el movimiento. Incluso cuando la generación de movimiento requiere de una compleja relación muscular el principio fundamental del movimiento en el sistema locomotor es una relación de fuerza-momento.

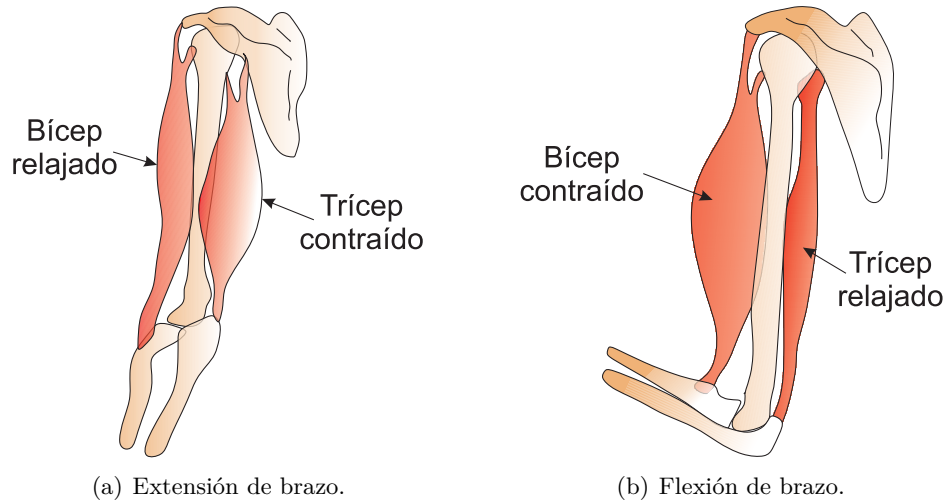


Figura 1.7: Relación muscular [6].

1.1.5. Biomecánica músculo esquelética

Ya se ha revisado cómo los músculos se relacionan para generar movimiento, ahora se explicará qué es lo que mueven dichos músculos. La estructura ósea es la base a la cual se insertan todos los músculos, cada hueso es similar a una palanca la cual gira alrededor de un punto fijo (articulación). Como ya se sabe, las palancas se utilizan para levantar cargas utilizando una ventaja mecánica y así transmitir movimiento. El efecto de la contracción muscular, el ángulo con el cual un músculo se contrae con respecto a la palanca ósea, la distancia a la cual se aplica dicha contracción definen si la acción es de rotación o estabilización. En términos mecánicos existen tres tipos de palancas:

- 1) Palanca de primera clase: el punto de apoyo está situado a una distancia (L_P), brazo de potencia, de la fuerza aplicada ($\vec{P}$), mientras la fuerza de resistencia ($\vec{R}$) se encuentra a una distancia (L_R), brazo de resistencia, del punto de apoyo (Figura 1.8(a)).
- 2) Palanca de segunda clase: el punto de apoyo está en un extremo de la barra, la fuerza se aplica al otro extremo y la carga se encuentra en el medio (Figura 1.8(b)).
- 3) Palanca de tercera clase: tiene el punto de apoyo en un extremo y la carga en el otro, la fuerza se aplica entre los dos extremos. La mayoría de los movimientos de las extremidades se lleva a cabo por este tipo de palanca (Figura 1.8(c)).

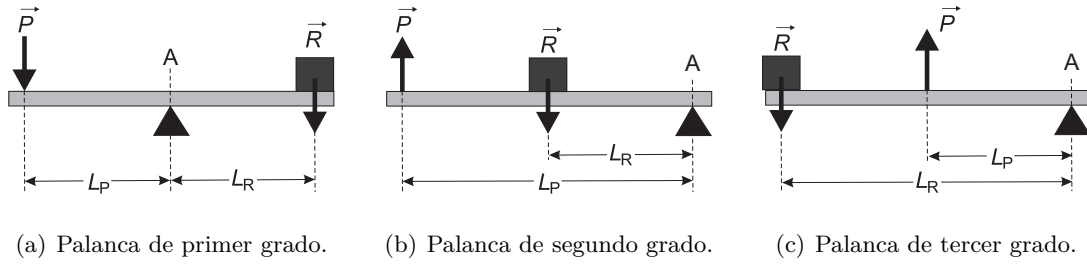


Figura 1.8: Clasificación de palancas [5].

Un ejemplo de la palanca de tercer grado se puede observar en el ejercicio curl de bícep (Figura 1.9). En este ejercicio, el bícep ejerce una fuerza $\vec{P}$ sobre el antebrazo (radio y cubito) con el objetivo de moverlo o soportar una carga externa adicional. La resistencia $\vec{R}_N$ es la fuerza total a vencer. En este caso, la fuerza de resistencia es la suma de los pesos del antebrazo $\vec{R}_1$ y la carga soportada en la mano $\vec{R}_2$. La fuerza de contacto $\vec{F}_C$, es la fuerza de apoyo ejercida por la articulación sobre la palanca. Dicha fuerza se descompone en dos componentes rectangulares: el componente paralelo al eje mecánico $\vec{F}_{cx}$ y el componente perpendicular al eje mecánico $\vec{F}_{cy}$. La fuerza $\vec{F}_{cx}$ se opone a la fuerza muscular paralela al eje mecánico, mientras que $\vec{F}_{cy}$ se opone a la fuerza rotatoria $\vec{P}$.

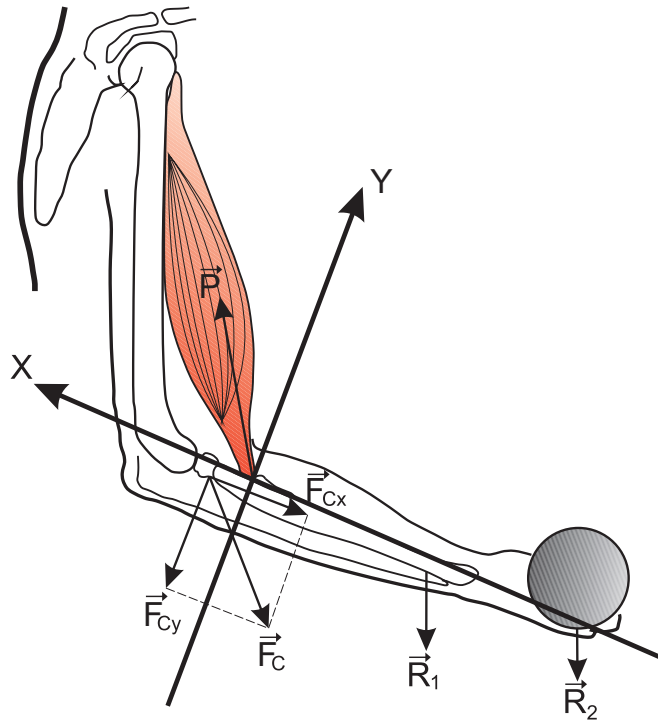


Figura 1.9: Análisis biomecánico para el curl de bícep [5].

La fuerza aplicada guarda una relación con la fuerza de resistencia y se denomina *ventaja mecánica real*, la cual se define como el cociente de la fuerza de resistencia sobre la fuerza aplicada [5]. Existe también una relación entre el brazo de potencia y el brazo de resistencia, esta relación se denomina *ventaja de palanca* y se expresa como el cociente del brazo de potencia sobre el brazo de resistencia. Generalmente en el cuerpo humano los brazos de potencia son mucho menores a los brazos de resistencia. Este comportamiento indica que la fuerza aplicada por el músculo debe ser mayor en comparación a la fuerza de resistencia (Figura 1.10).

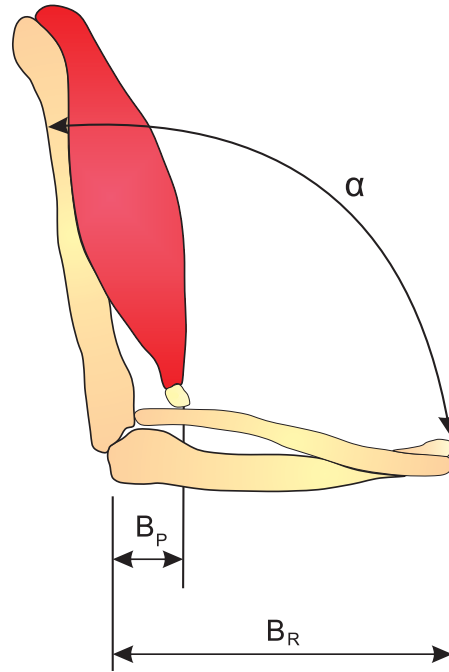


Figura 1.10: Distancias de palancas en el cuerpo humano [5].

1.2. Patologías musculares

La forma en que los músculos generan movimiento es a través de la contracción, es decir, el músculo se encoge disminuyendo su longitud y aumentando su sección transversal, la fuerza generada por cm^2 de sección muscular oscila entre 15 y 30 N. Una vez que el músculo se desactiva la contracción muscular desaparece devolviendo al músculo a su estado de relajación.

Existen dos patologías principales en el proceso de generación de fuerza muscular. La primera patología se debe a la falta de activación muscular, este problema se genera en personas que tienen poca actividad física, sufrieron una lesión o envejecimiento muscular (Figura 1.11). Este problema ocasiona que las personas que lo padecen no tenga suficiente fuerza muscular para desempeñar sus actividades cotidianas. La segunda patología hace referencia a la contractura muscular, el músculo se mantiene en contracción durante un tiempo prolongado hasta que la memoria muscular guarda dicha posición como la posición normal del músculo. El problema

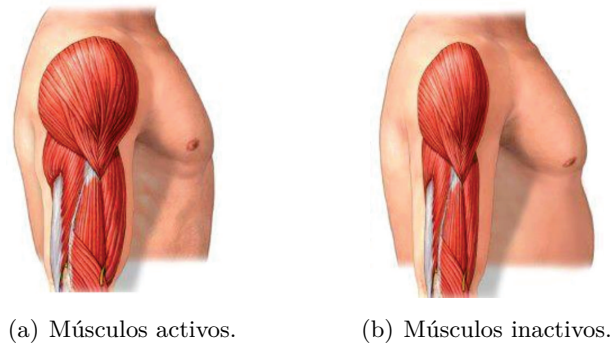


Figura 1.11: Comparación entre un músculo inactivo y activo [6].

generado por esta patología se refleja en la disminución del rango de movimiento a la que está ligado el músculo afectado. El estudio y tratamiento de ambas patologías puede ser abordado por la fisioterapia a través de la biomecánica clínica.

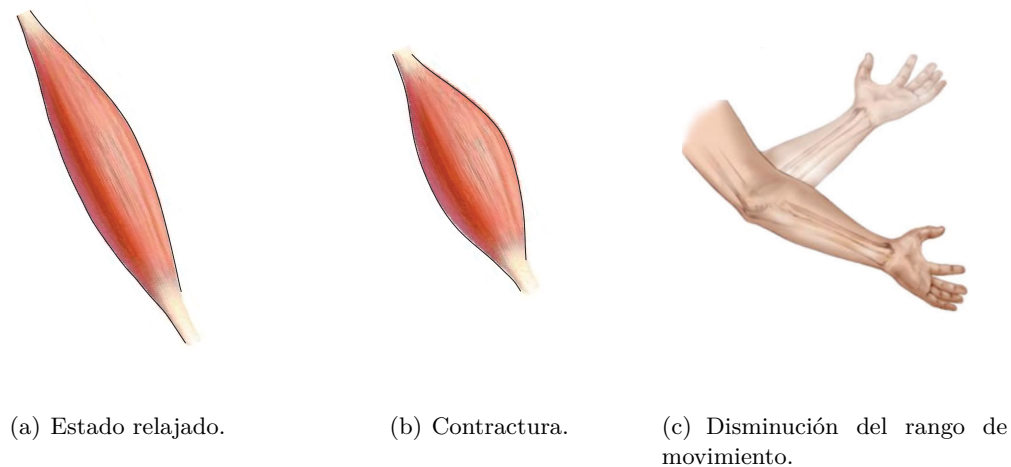


Figura 1.12: Afecciones por contractura muscular [6].

1.3. Valoración fisioterapéutica

Fisioterapia es el estudio del movimiento corporal humano y de las alteraciones del mismo para lograr la habilitación y rehabilitación en el individuo y la población en general [15]. La valoración fisioterapéutica es una exploración encauzada del cuerpo humano, la valoración también es llamada diagnóstico fisioterapéutico y se apoya en un diagnóstico médico [3, 6, 8]. El objetivo de una valoración es detectar y evaluar la magnitud de las lesiones o alteraciones consecuentes a una patología sufrida por el paciente. De acuerdo al resultado de la valoración

y evaluación, el fisioterapeuta puede disminuir el nivel del cuadro clínico sufrido por el paciente. Una evaluación certera de la valoración puede iniciar un tratamiento a fin de prevenir afecciones futuras.

Una valoración fisioterapéutica requiere de la exploración de aspectos anatómicos, anímicos, fisiológicos, biomecánicos, así como las posibles patologías que pueda presentar el paciente [15]. La primera valoración que se realiza es a través del aspecto físico externo que presenta el paciente. Los puntos a evaluar son la postura, peso corporal, estatura, higiene corporal y situación social. Con estos primeros datos es posible determinar, por ejemplo, si los problemas de espalda o rodillas están ligados con el peso y postura. La higiene corporal evidencia la forma en que el paciente trata a su propio cuerpo. Finalmente la situación social revela el tipo de trabajo que realiza el paciente y que patologías podrían generarse a partir de dicho trabajo. Ejemplo de esto son los dolores de espalda que padecen personas que pasan mucho tiempo sentadas o se dedican a levantar cargas pesadas.

1.3.1. Postura

La *postura* se define como la posición relativa que adoptan las diferentes partes del cuerpo. La postura correcta es aquella que permite un estado de equilibrio muscular y esquelético que protege a las estructuras corporales de sostén frente a lesiones o deformaciones progresivas [6]. En la valoración postural, el fisioterapeuta evalúa la capacidad del paciente para mantener su cuerpo erguido con las curvas permitidas en la columna vertebral [8]. La valoración de postura se realiza analizando la postura desde tres planos; frontal, posterior y lateral como lo muestra la Figura 1.13.

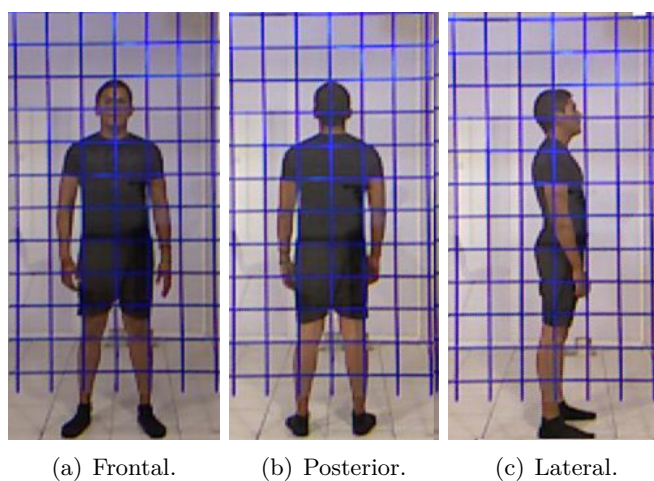


Figura 1.13: Posturas para valoración.

En la valoración de postura se pueden descubrir las causas del cuadro clínico sufrido por el paciente. La valoración de postura incluso puede revelar el estado anímico de la persona.

Por ejemplo, un paciente inseguro o deprimido mantendrá la cabeza inclinada hacia abajo y los hombros adelantados.

1.3.2. Movimiento y coordinación

Movimiento y coordinación se definen como la capacidad plena y equilibrada del cuerpo dirigida a modificar la posición de sus extremidades [15]. Para generar un movimiento efectivo y de calidad, el paciente debe ser capaz de combinar sin molestias huesos, ligamentos, articulaciones, músculos y el sistema nervioso central (SNC). Al realizar un movimiento constantemente se crea una memoria muscular de coordinación, la cual permitirá al paciente repetir el movimiento cuando lo requiera.

El movimiento y coordinación se ven afectados por dos tipos de trastorno:

- 1) Trastornos de coordinación que surgen de alteraciones en el SNC o una mala formación del engrama. Ambos padecimientos generan una carencia en la coordinación muscular.
- 2) Trastornos funcionales generados principalmente por lesiones y falta de cuidado de músculos, articulaciones, huesos, tendones y ligamentos.

Los trastornos de función y coordinación son indicadores de patologías en el SNC y son el principal causante de patologías en el movimiento y coordinación.

1.3.3. Equilibrio

El equilibrio es la capacidad humana de mantener su centro de gravedad corporal (CGC) en el interior de la superficie que sirve como base de sustentación [15]. Al estar de pie y erguido el CGC se encuentra a la altura de la segunda vértebra sacra (Figura 1.14).

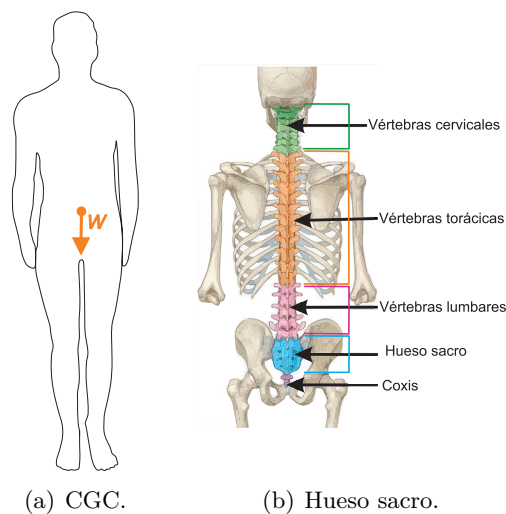


Figura 1.14: Centro de gravedad corporal humano [7].

La musculatura debe oponerse al efecto de la gravitación terrestre. Para no perder el equilibrio, el paciente debe coordinar la fuerza muscular con el órgano del equilibrio, que se encuentra dentro del oído interno. Para permitir un movimiento se debe cambiar la orientación del cuerpo para que su CGC se desplace en la dirección del movimiento. Ya que el cuerpo humano cuenta con extremidades y cabeza, estas secciones corporales también poseen su propio centro de gravedad.

1.3.4. Percepción

La forma en que se adquiere la información a través de los sentidos (escuchar, ver, oír, gustar y tocar) se llama percepción. Si alguno de estos sentidos está perturbado, el paciente presenta alteraciones en el SNC y en el aparato locomotor. Un ejemplo de esto, si una persona tiene alterado el sentido del oído tendrá problemas de equilibrio al caminar.

1.4. Técnicas de evaluación

Los puntos descritos anteriormente se integran para generar una metodología que permite identificar y valorar las patologías sufridas por el paciente. Los métodos utilizados dependen de herramientas, las cuales crean una referencia para analizar los diferentes planos corporales y generar un diagnóstico. Ejemplo de dichas herramientas son la línea de plomada y la rejilla, ambas se colocan delante del paciente de forma que este es analizado por cuadrantes, la Figura 1.15 muestra su funcionamiento.



(a) Línea de plomada.

(b) Rejilla.

Figura 1.15: Herramientas para valoración postural.

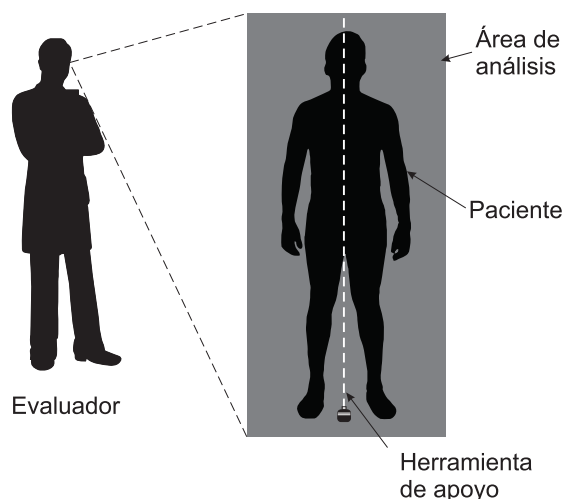


Figura 1.16: Diagrama esquemático de la metodología tradicional para evaluaciones posturales.

Sin embargo, estas herramientas carecen de objetividad y la forma en que se utilizan depende por completo de la percepción, experiencia y criterio del terapeuta. Dichos factores influyen en el entendimiento y diagnóstico de las patologías pues un paciente puede recibir diferentes valoraciones para una misma patología ya que los terapeutas no tienen a su disposición una herramienta que les permita obtener un resultado cuantitativo para referenciar la severidad de la enfermedad que afecta al paciente. Por lo tanto, las valoraciones están ligadas a un diagnóstico subjetivo, la Figura 1.16 muestra el esquema tradicional de un análisis postural.

1.5. Fisioterapia y tecnología

Los procesos de valoración fisioterapéuticos tradicionales están basados en técnicas de contacto y exploración. Esto es comprensible pues resulta complicado detectar una contractura muscular o una alteración en el rango de movimiento de alguna articulación a partir de la valoración visual. Los avances tecnológicos han permitido explorar el cuerpo humano más allá de lo que permite la exploración por contacto. Ejemplo de esto son las técnicas de evaluación por electromiografía (EMG) [16], las cuales se utilizan para la evaluación y registro de la actividad eléctrica producida por los músculos. Dicha técnica permite comparar la fuerza que generada por los músculos y detectar si alguno de ellos es más débil con respecto del otro.

La técnica de EMG resulta útil para valorar la actividad muscular pero no revela la posición en la que se efectúa dicha actividad. El monitoreo del cuerpo humano a través de sensores también incluye el uso de acelerómetros, los cuales reciben un nombre especial para esta aplicación y son denominados IMU, por sus siglas en inglés *Inertial Measurement Unit*. Un IMU permite saber la posición en la que se encuentra un segmento del cuerpo a partir de las señales eléctricas producidas por el sensor [17]. La Figura 1.17(a) muestra un monitoreo muscular utilizando EMG mientras la Figura 1.17(b) muestra el uso de IMU.

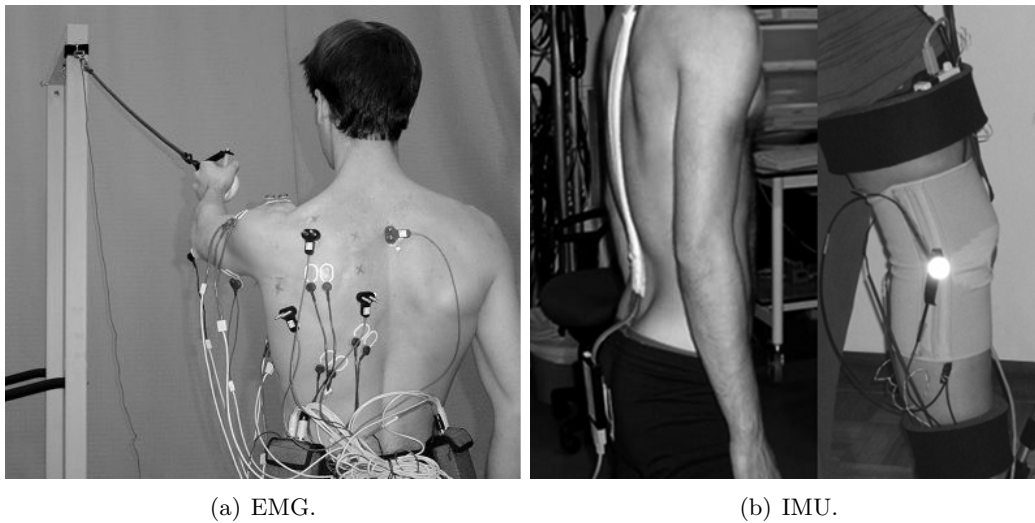


Figura 1.17: Análisis muscular a través de sensores [6].

Ambas aplicaciones de monitoreo resultan útiles pero deben ser montados al cuerpo, lo que puede ocasionar que el paciente modifique inconscientemente el movimiento realizado. Por ejemplo, los electrodos están cableados desde su ubicación en el músculo hasta la unidad de envío de datos. El monitoreo a través de medición inercial puede requerir de un gran número de dispositivos montados en el cuerpo para analizar por completo la ejecución de un movimiento.

Una alternativa a la valoración por medio de sensores montados en el cuerpo es el análisis a través del procesamiento digital de imágenes o *DIP* (por sus siglas en inglés *Digital Image Processing*). Esta técnica consiste en tomar una serie de fotos al paciente y, a partir de ellas, realizar un procesamiento digital de la imagen buscando información de interés. Las técnicas de DIP consisten en *Thresholding*¹, operaciones morfológicas, segmentación, análisis de regiones, etc. La información que se puede obtener a partir del procesamiento es muy amplia dependiendo de las técnicas utilizadas, del tipo de cámara utilizado para capturar las imágenes y el entorno donde estas son capturadas. Por ejemplo, una cámara térmica puede detectar inflamaciones musculares ya que una inflamación se caracteriza por un aumento en la temperatura del tejido afectado [18]. El análisis de postura y movimiento a través de DIP resulta útil en una valoración fisioterapéutica ya que el resultado de dicha valoración puede proporcionar datos cuantitativos no disponibles con una simple observación superficial [19, 20]. La Figura 1.18 muestra un sistema de visión artificial diseñado para reconstruir un modelo virtual de la caja torácica humana a partir de radiografías. Los sistemas de visión artificial enfocados a valoraciones médicas brindan a los especialistas información detallada y en algunos casos no perceptible sobre la patología sufrida por el paciente [11].

¹Segmentación utilizando filtro binario.

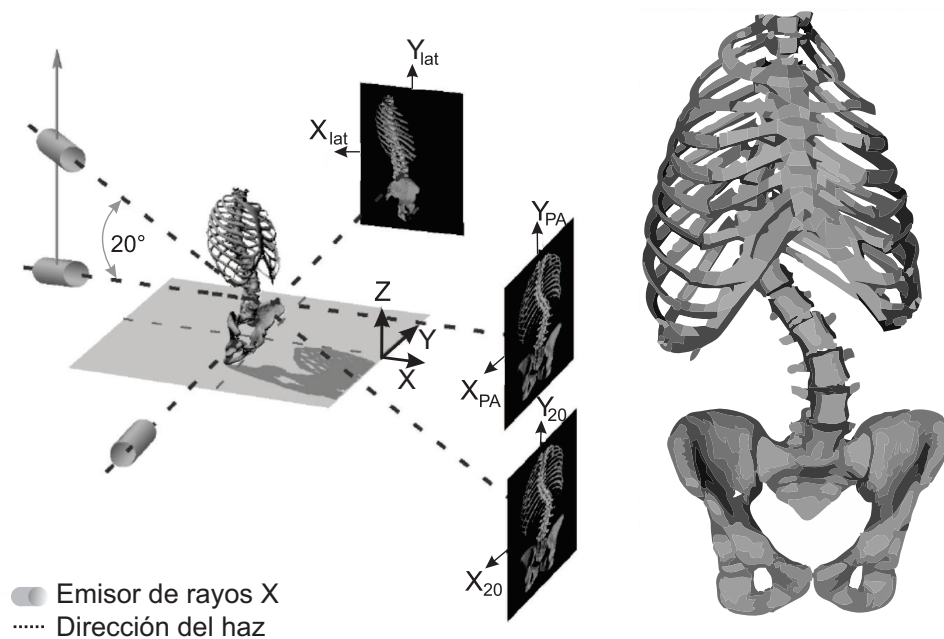


Figura 1.18: Análisis de patologías en la columna vertebral través de procesamiento digital de imágenes utilizando rayos X [4].

El uso de dispositivos electrónicos enfocados hacia el análisis de patologías que afectan al cuerpo humano tiene un gran impacto en la forma de detectar y diagnosticar cualquier alteración en el sistema músculo esquelético. Todas las técnicas sirven de apoyo al fisioterapeuta pero no pueden generar un diagnóstico por si solas ya que el procedimiento para evaluación postural es sumamente complejo. Un ejemplo de esto es la electromiografía capaz de analizar la actividad muscular pero es incapaz de detectar un acortamiento óseo como lo haría una radiografía que a su vez es incapaz de medir de manera dinámica los rangos de movimiento del sistema músculo esquelético. Sin embargo, al combinar todas las nuevas técnicas de valoración, el especialista es capaz de crear un diagnóstico más acertado y seleccionar la terapia de rehabilitación que mejor se adapte a las necesidades del paciente para que este se recupere un óptimo estado de salud y realice sus actividades diarias sin molestias.

Capítulo 2

Visión artificial

La mayor parte de información que el cerebro humano procesa es adquirida mediante los ojos, debido a esto, la observación fue el primer método científico para el desarrollo del conocimiento. Sin embargo, la habilidad para detectar e interpretar formas se desarrolló lentamente a través de años de evolución. Los sistemas de visión artificial tratan de emular la relación ojo-cerebro para adquirir, identificar, interpretar y seleccionar información de una escena. Para realizar dichas operaciones, los sistemas artificiales utilizan cámaras digitales que actúan como dispositivos de captura similares a los ojos. El procesamiento se lleva a cabo en una computadora digital que utiliza algoritmos especializados para cumplir una tarea. Los sistemas de visión artificial no son capaces de replicar por completo el funcionamiento del sistema de visión humano pero tienen la capacidad de obtener información que no es perceptible bajo la simple observación.

2.1. Cámara digital

El elemento de captura de imagen en el sistema de visión humano es el ojo, el cual es capaz de detectar objetos debido a los fenómenos de difracción y refracción de la luz. Por lo tanto, el ojo puede ser clasificado como un sensor de luz desde la perspectiva eléctrica. Su homólogo en los sistemas de visión artificial es la ***cámara digital***. El funcionamiento de las cámaras digitales está basado en la relación *electrón-hueco* y la carga eléctrica que es transferida en un material semiconductor. La luz puede ser medida en términos de corriente eléctrica (fotón) y convertida a un nivel de voltaje utilizando dispositivos electrónicos tales como fotodiodos o fototransistores, los cuales funcionan como una resistencia. De esta forma, un abundante flujo de electrones genera una corriente y voltaje, ambos generados por un aumento en la luminosidad. Este comportamiento crea la señal de salida de la cámara, un voltaje que es proporcional a la luminosidad en los puntos en la imagen [20]. Actualmente existen dos categorías de cámaras digitales: CCD y CMOS.

El sensor CCD (por sus siglas en inglés *Charge Coupled Device*) es el encargado de medir la intensidad luminosa y da su nombre a la cámara. El sensor posee un arreglo matricial de

transductores (fotodiodos) creados mediante fotolitografía, brindándole una patrón uniforme en la superficie eliminando los fenómenos de distorsión [21]. El funcionamiento del transductor es similar a una cubeta, la cantidad de carga almacenada en las cubetas mide la cantidad de luz irradiada en esa zona lo que se traduce en una cantidad de corriente eléctrica almacenada en la cubeta [22]. Cada cubeta representa un *píxel*¹ en la cámara, la resolución de la cámara depende del tamaño del arreglo.

Un esquema del funcionamiento del sensor CCD se muestra en la Figura 2.1. Las cubetas vacían la carga acumulada en el registro vertical, conocido como registro columna, el cual transporta la carga hacia el registro horizontal, conocido como registro fila. La información es transmitida columna por columna y fila por fila hacia un acondicionador de señal el cual transforma la carga almacenada en un voltaje de referencia proporcional al contenido de cada cubeta y, por lo tanto, proporcional a la cantidad de brillo correspondiente a cada punto en la imagen de la escena.

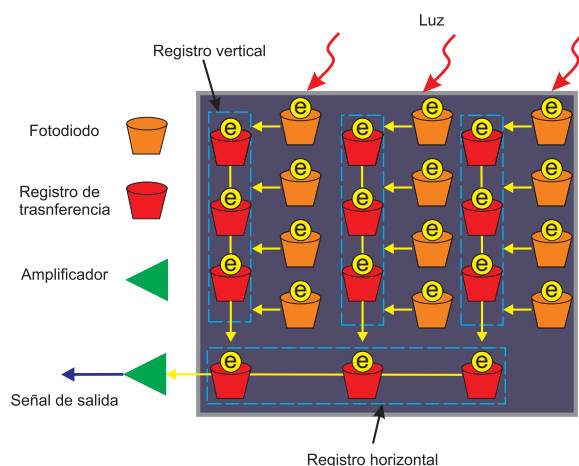


Figura 2.1: Sensor CCD.

Las cámaras CMOS (por sus siglas en inglés *Complementary Metal Oxide Semiconductor*) utilizan una tecnología de fabricación similar al de las memorias de computadora. La diferencia tecnológica radica en que cada elemento en el sensor CMOS es independiente de sus vecinos y pueden adaptarse acondicionadores de señal, tales como amplificadores o digitalizadores a cada elemento [22]. Esta variante le permite al sensor adquirir y procesar imágenes de una manera más rápida en dispositivos compactos. La Figura 2.2 muestra la configuración del sensor CMOS, cada fotodiodo almacena carga eléctrica de manera similar a la tecnología CCD. La ventaja del diseño CMOS es la posibilidad de tener una señal de salida con una porción del arreglo mientras el resto se utiliza para manipular la información de cada píxel [21]. Esto proporciona herramientas como autoenfoco, medición de regiones de intersección, etc. Sin embargo, al estar organizados de manera individual los píxeles generan señales de ruido mayores que los píxeles

¹Píxel es el elemento básico que forma una imagen digital.

CCD ya que estos últimos están organizados en un sólo bloque de silicio y se utiliza un único amplificador, lo que reduce el ruido entre píxeles.

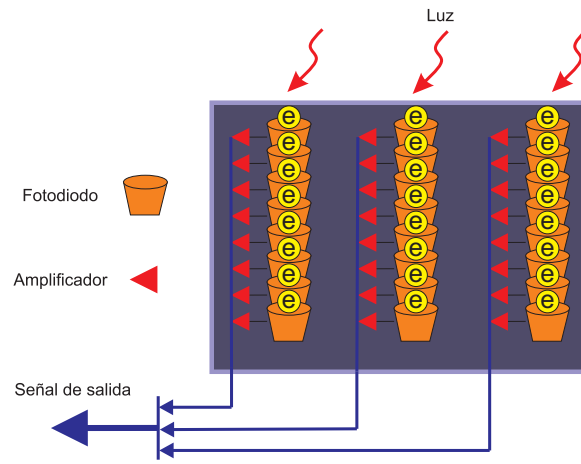


Figura 2.2: Sensor CMOS.

Las tecnologías CCD y CMOS presentan ventajas una ante otra pero no existe una superioridad definitiva. Mientras que las cámaras CCD son utilizadas para captura de imágenes donde cada detalle es importante, por ejemplo, aplicaciones médicas o astronómicas. Las cámaras CMOS son utilizadas para análisis de procesos industriales, tales como análisis de soldadura o detección de velocidad. El conocimiento sobre el funcionamiento de cada tecnología y su aplicación proporciona la mejor alternativa.

2.2. Herramientas de digitalización

Una imagen analógica no puede ser procesada directamente por un sistema de visión artificial. Por lo tanto, la imagen debe ser convertida a un formato digital compatible con el sistema, este proceso es llamado **digitalización**. La Figura 2.3 muestra cómo un arreglo matricial puede representar una imagen analógica. El tamaño del arreglo es $m \times n$, donde m es el número de filas y n es el número de columnas. El número dentro del cuadro representa la cantidad de brillo de la imagen en el punto correspondiente [22], este formato de imagen es conocido como $2D$.

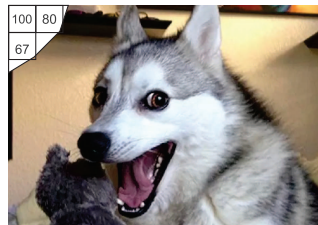


Figura 2.3: Representación de una imagen.

El proceso de digitalización se lleva a cabo comparando el nivel de brillo en cada píxel con una referencia, la escala de gris es la referencia utilizada para realizar el proceso de digitalización. Cada píxel toma un valor equivalente en la graduación de la escala. Una vez realizada la conversión para todos los píxeles, la imagen puede ser representada como un arreglo matricial de $m \times n$ con valores enteros en un rango de 0 a 255.

Todos los píxeles tiene una dirección de fila y columna única al igual que un nivel individual de gris. La ecuación (2.1) muestra la representación de una imagen, donde I es la imagen, (x, y) las coordenadas de ubicación y p_i el nivel de gris. La digitalización convierte una imagen analógica a un arreglo de datos digitales para poder ser procesados por una computadora. La Figura 2.4 muestra el proceso de digitalización para una imagen de tamaño $m \times n$.

$$I(x, y) = p_i. \quad (2.1)$$

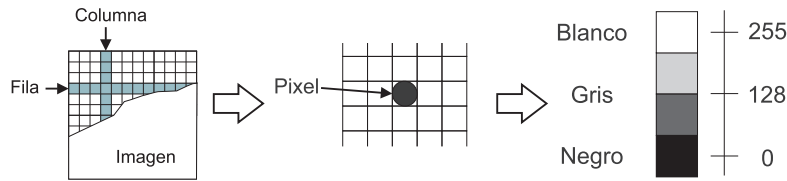


Figura 2.4: Asignación de valor a píxeles.

Si la imagen es de color, cada dirección de píxel posee tres valores de intensidad asociados [23] los cuales corresponden a los canales espectrales *Rojo*, *Verde* y *Azul* que corresponden a la nomenclatura *RGB* (por sus siglas en inglés *Red*, *Green*, *Blue*). La ecuación (2.2) muestra las matrices RGB, los valores de píxel en las tres matrices se concatenan para generar un valor en la escala de gris:

$$R(x, y) = \begin{bmatrix} 1 & 8 & 7 \\ 4 & 1 & 1 \\ 3 & 9 & 8 \end{bmatrix}; \quad G(x, y) = \begin{bmatrix} 1 & 4 & 8 \\ 8 & 5 & 1 \\ 4 & 4 & 9 \end{bmatrix}; \quad B(x, y) = \begin{bmatrix} 2 & 6 & 3 \\ 1 & 8 & 8 \\ 1 & 5 & 7 \end{bmatrix}. \quad (2.2)$$

2.3. Kinect

El *Kinect*[®] es un dispositivo equipado con multiples sensores montados en una base mecánica motorizada. La Figura 2.5 muestra un esquema representativo de los principales elementos que forman el dispositivo Kinect. Los dispositivos para captura de imagen son: (1) emisor infrarrojo (IR), (2) sensor IR o profundidad y (3) cámara RGB. El resto de los dispositivos son un (6) arreglo de 4 micrófonos, (5) acelerómetro de 3 ejes y (4) un motor para colocar los sensores en distintas posiciones. El dispositivo es controlado mediante una PC utilizando la comunicación USB, se requiere una fuente de alimentación externa debido a que la suministrada vía USB no es suficiente [24, 25].



Figura 2.5: Sensor Kinect [25].

2.3.1. Cámara de profundidad

Las imágenes de profundidad capturadas por el Kinect proporcionan información tridimensional sobre una escena utilizando una representación bidimensional. Para crear dichas imágenes, el dispositivo combina el uso del emisor y sensor IR. El emisor irradia luz con una longitud de onda alrededor de 830 nm, la cual no es perceptible para el ojo humano. En el centro del emisor es posible ver un punto rojo intermitente indicando que se está irradiando luz. Todo el patrón de luz proyectada se divide en 9 subpatrones de dimensiones 211×165 puntos para un arreglo de 633×495 puntos. Cada que un punto de luz golpea un objeto, la luz se distorsiona y es analizada por la cámara de profundidad para calcular la distancia entre el sensor y el objeto [25]. El sensor IR es una cámara CMOS monocromática² equipada con un filtro IR. El sensor captura la luz generada por el emisor y reflejada por los objetos presentes en la escena, su tarea es obtener la distancia de los objetos en la escena. Todos los puntos son procesados para generar una imagen con una resolución de 640×480 píxeles y cada píxel puede representar hasta 2048 niveles de profundidad.

La Figura 2.6 muestra el proceso utilizado por el kinect para la generación de imágenes de profundidad donde: (1) emisión de luz, (2) activación del sensor, (3) la luz impacta los objetos, (4) la luz emitida y dispersada es sensada, (5) la información adquirida es transmitida a un digitalizador para (6) crear la imagen de profundidad.

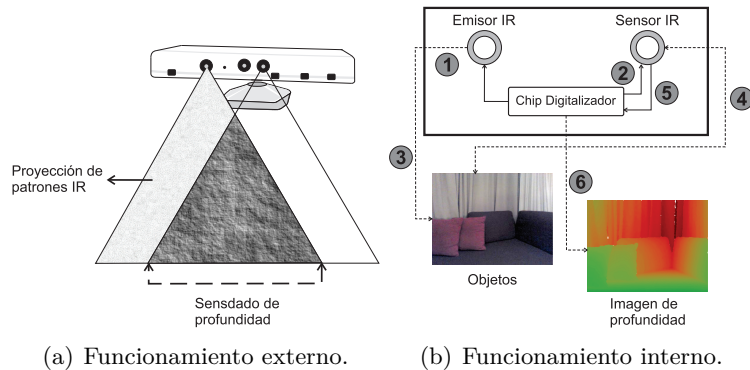


Figura 2.6: Creación de imágenes de profundidad [25].

²Cámara con un formato de imagen en escala de gris.

La imagen resultante tiene un formato 2D pero posee información tridimensional, donde el componente z es el valor asignado a los píxeles el cual indica la profundidad a la que se encuentra un objeto en la escena, a este tipo de imagen se le conoce como *3D*. La imagen creada a través del emisor y sensor IR es llamada ***mapa de profundidad*** [25], la Tabla 2.1 muestra los rangos de operación del Kinect para crear mapas de profundidad.

Modo	Límite físico	Límite recomendado
Cercano	0.4 a 3m	0.8 a 2.5m
Normal	0.8 a 4m	1.2 a 3.5m

Tabla 2.1: Rangos de operación para la cámara de profundidad [25].

2.3.2. Cámara de color

La cámara de color tiene un sensor CMOS, captura imágenes y video en diferentes formatos de color con una resolución máxima de 1280×960 píxeles, 1 Megapíxel (MP), a una tasa de captura de 15 imágenes por segundo. La cámara no posee un filtro IR por lo que es capaz de capturar imágenes infrarrojas en formato monocromático con ayuda del emisor IR en una resolución de 640×480 a 30 imágenes por segundo.

2.4. Software

Con base en los conceptos de digitalización, una imagen puede ser representada mediante un arreglo matricial y digitalizada para ser procesada por un sistema de visión artificial. Existen varios software especializados para procesamiento de imágenes tales como Halcon[®], Matlab[®] o Python[®]. Dichos software fueron desarrollados para trabajar con el modelo matemático de una imagen descrito en la ecuación (2.1) para obtener información sobre la escena capturada por una cámara. Al ser representa por una variable, la imagen puede ser manipulada directamente al aplicar operaciones matemáticas a su forma literal. Las operaciones transforman la imagen de manera estructurada siguiendo un orden de ejecución el cual es proporcionado por un ***algoritmo***.

El algoritmo decide cómo actuar de acuerdo a los datos de entrada que posee, las operaciones de las cuales dispone y de los resultados obtenidos al ejecutar dichas operaciones. Estas operaciones abarcan desde aritmética, álgebra, geometría, ecuaciones diferenciales, filtros lineales y no lineales, morfología, etc. Las operaciones pueden tener efecto sobre todos los píxeles en una sola ejecución, por ejemplo, las operaciones aritméticas o pueden ser píxel a píxel como en el caso de las operaciones morfológicas. Por lo tanto, mediante el uso de lenguajes de programación es posible transferir conocimiento a un sistema de visión artificial para procesar imágenes y obtener información de ellas.

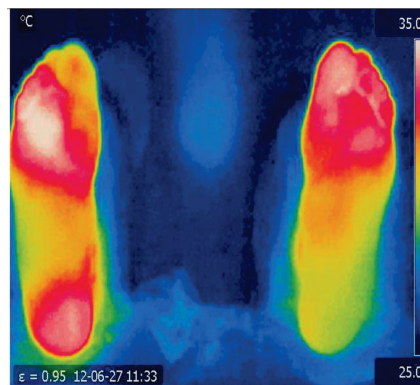
2.5. Sistema de visión artificial

Las imágenes obtenidas mediante cámaras digitales son proyecciones bidimensionales provenientes de un mundo tridimensional. Un sistema de visión artificial recupera información de una escena a partir de sus proyecciones dimensionales [9]. Las aplicaciones de los sistemas de visión artificial abarcan varios aspectos de las actividades humanas. La Figura 2.7 muestra diferentes aplicaciones de estos sistemas. En la Figura 2.7(a) el objetivo del sistema es identificar edificios que tienen una forma similar a un paralelogramo [20]. La Figura 2.7(b) muestra una termografía utilizada para detectar ulceraciones en la planta del pie de personas diabéticas, en este caso se analizan regiones delimitadas por un color característico [18].

La obtención de información a partir de imágenes se realiza convirtiendo las imágenes capturadas a un formato distinto con el propósito de complementar la información que no puede ser obtenida bajo simple observación. Entre las transformaciones más comunes se encuentran el thresholding, detección de bordes, identificación de formas geométricas, etc.



(a) Rastreo satelital.



(b) Termografía.

Figura 2.7: Aplicaciones de visión artificial [18,20].

El objetivo de un sistema de visión artificial es obtener información de manera automática sobre una escena con el mínimo de intervención humana. Para cumplir con el objetivo, los

sistemas son equipados con un *conocimiento específico* sobre la tarea que deben realizar, el tipo de información que requieren y la información que deben generar como resultado de su procesamiento. Este conocimiento es necesario para tomar decisiones, puede ser tan sencillo como un rango de valores para comparar hasta modelos matemáticos de descripción de objetos. Con el conocimiento integrado, el sistema es capaz de decidir las operaciones a utilizar para realizar la tarea para la cual fue diseñado. El modelo básico de un sistema de visión artificial sigue una fórmula bastante sencilla, la ecuación (2.3) describe dicha fórmula. La Figura 2.8 muestra los elementos y los pasos a seguir en un sistema de visión artificial para realizar una tarea específica:

$$\text{Visión Artificial} = \text{Imágenes} + \text{Medición} + \text{Conocimiento}. \quad (2.3)$$

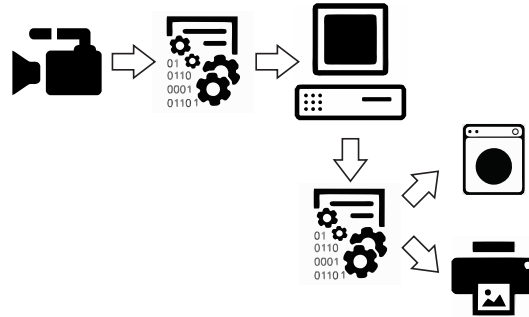


Figura 2.8: Diagrama esquemático de un sistema de visión artificial.

2.6. Procesamiento digital de imágenes

El procesamiento digital de imágenes comprende un conjunto de operaciones matemáticas diseñadas para trabajar con la forma matricial de una imagen. Las operaciones trabajan sobre imágenes de color, escala de gris y binarias con el objetivo de extraer información de interés.

2.6.1. Histograma

El histograma es una herramienta básica con la que se cuantifica el número de píxeles que comparten un mismo valor. Como se vio en el capítulo anterior, un píxel puede tomar valores en un rango de 0 a 255 en la escala de gris. Por lo tanto, el histograma contendrá 256 valores para una imagen en escala de gris de 8 bits, esto es $H = 2^8 = 256$. El algoritmo 1 describe el procedimiento para la creación del histograma de una imagen. La Figura 2.9(a) muestra el diagrama de flujo para la creación del histograma de una imagen a partir del algoritmo 1. La entrada es una imagen en escala de gris (Figura 2.9(b)), posteriormente se analizan los píxeles que conforman la imagen. Todos los píxeles que comparten un valor de intensidad se almacenan en una clase específica, $nivel_0, nivel_1, \dots, nivel_{255}$. La información de las clases se utiliza para crear una gráfica donde se muestra la distribución de intensidad que posee la imagen (Figura 2.9(c)). El histograma es útil para el diseño de filtros pues en la información que aporta

se especifica el rango de acción de las futuras operaciones sobre la imagen. Sin embargo, el histograma no proporciona la ubicación de los píxeles que comparten un mismo valor o un valor determinado.

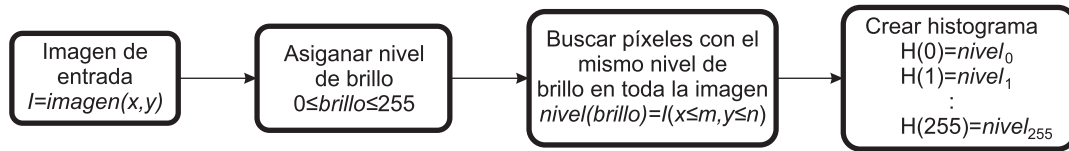
Algoritmo 1: Generación del histograma de una imagen en escala de gris.

Entrada: Imagen
Salida : Histograma

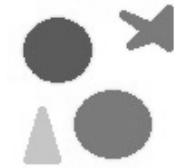
```

1 for  $brillo \in 0 \dots 255$  do
2    $k = 0$ ;
3   if ( $imagen(m, n) = brillo$ ) then
4      $k = k + 1$ ;
5   end
6    $pixel(brillo) = k$ ;
7 end

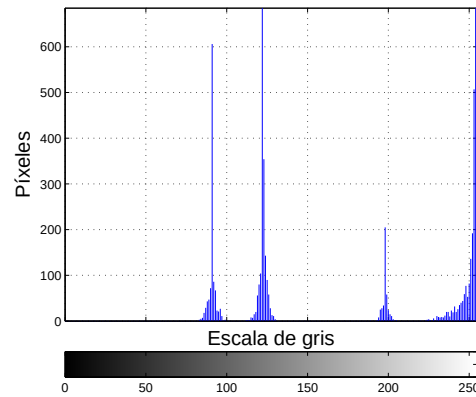
```



(a) Diagrama de flujo para la creación de un histograma.



(b) Imagen de intensidad.



(c) Histograma.

Figura 2.9: Funcionamiento del histograma.

2.6.2. Operaciones sobre píxel

Las operaciones sobre píxel realizan cambios sobre una imagen de manera individual a cada píxel. El resultado de estas operaciones es una nueva imagen donde cada píxel generado, a partir de la posición del píxel original del que fue creado, tiene un valor independiente de sus vecinos. Estas operaciones pueden ser descritas con la ecuación (2.4), donde I es la imagen original e

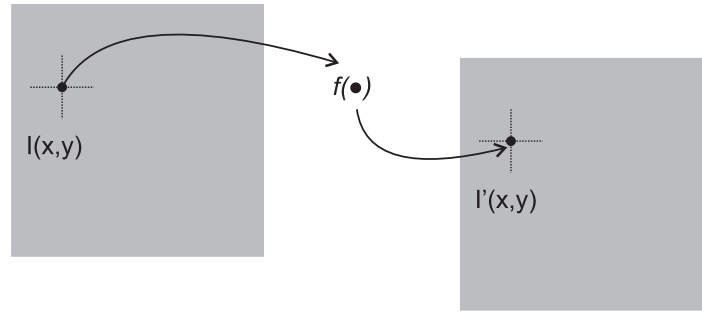


Figura 2.10: Operación sobre píxel.

I' es la imagen resultante de la función de transformación f . La Figura 2.10 muestra de forma gráfica las operaciones sobre píxel [23], la función $f(\bullet)$ es llamada función homogénea.

$$f[I(x, y)] = I'(x, y) \quad (2.4)$$

2.6.3. Thresholding

Thresholding es una operación homogénea aplicada a imágenes en escala de gris. La operación se utiliza para separar los píxeles en dos clases a partir de un valor de umbral K_{th} [9, 22]. El valor de K_{th} puede ser un intervalo de valores dentro del rango de 0 a 255 o un valor único dentro de este mismo rango. La operación thresholding se describe con la ecuación (2.5), donde p_{th} es el valor del píxel calculado a partir de una imagen I con coordenadas (x, y) . La Figura 2.11 muestra el proceso de thresholding a partir de dos valores distintos de K_{th} .

$$p_{th}(p) = \begin{cases} 1 & \text{si } I(x, y) \in K_{th} \\ 0 & \text{si } I(x, y) \notin K_{th} \end{cases} \quad (2.5)$$

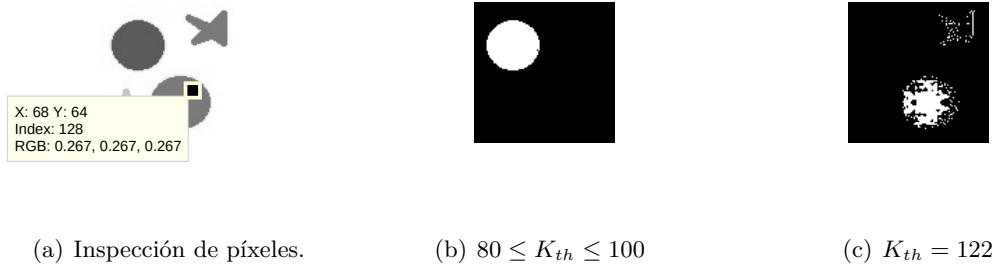


Figura 2.11: Proceso de thresholding.

El thresholding se utiliza para segmentar píxeles con un valor característico. El resultado de la operación presenta a los píxeles como grupos de puntos blancos (1) y negros (0), estas clases

forman una **imagen binaria**. A partir de la imagen binaria es posible obtener información de los objetos tal como área, perímetro, centroide o aplicar otro tipo de operaciones para cambiar la forma o distribución de los grupos.

2.6.4. Operaciones para segmentación

El thresholding tiene deficiencias al trabajar con imágenes donde un objeto presenta diferentes valores de gris en los píxeles que lo conforman. Si se utiliza un valor único de K_{th} es posible que el objeto no pueda ser segmentado por completo y se divida en múltiples objetos o aparezcan distorsiones en el mismo. Ejemplo de esto es la Figura 2.11(c), donde el objeto principal aparece rodeado de múltiples puntos los cuales deberían ser parte de él. Incluso si se establecen múltiples niveles de umbral es posible que se incluyan elementos no deseados que no pertenecen al objeto de interés.

Para solucionar el problema de múltiples valores de gris se utiliza la operación algebraica de **Resta**, esta operación utiliza dos imágenes: *minuyendo* y *sustraendo*. La resta compara el valor de dos píxeles en la misma posición en imágenes diferentes y toma su diferencia para asignarlo a un píxel en la misma posición en una nueva imagen [21, 23]. La ecuación (2.6) describe la operación, donde la imagen $I_{Minuyendo}$ contiene los objetos que se desean analizar, la imagen $I_{Sustraendo}$ es un patrón de valores uniformes utilizado para filtrar a $I_{Minuyendo}$ y crear la imagen I_{Resta} . La Figura 2.12 muestra el efecto de la resta para segmentar la silueta de una persona.

$$I(x, y)_{Resta} = I(x, y)_{Minuyendo} - I(x, y)_{Sustraendo}. \quad (2.6)$$

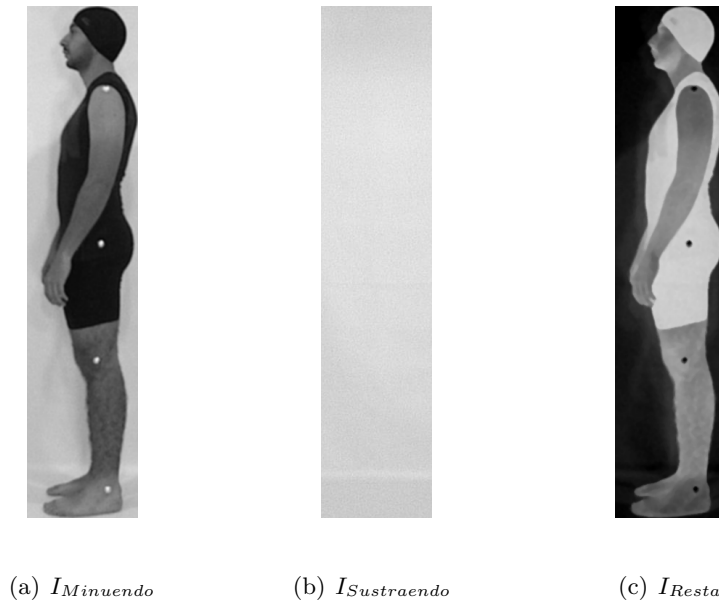


Figura 2.12: Operación de resta.



Figura 2.13: Thresholding después de la resta.

Los píxeles que no cambian su nivel de gris en ambas imágenes toman un valor cercano a 0 en la nueva imagen y son llamados *background*. Los píxeles que poseen un valor diferente en la imagen I_{Resta} se contrastan del background que los rodea. Un thresholding después de una resta permite establecer un K_{th} con un intervalo más ajustado pues se reduce la variación de valores en los píxeles que forman un objeto, teniendo como resultado una segmentación eficiente como lo muestra la Figura 2.13.

Sin embargo, si se requiere segmentar una región o forma específica en la imagen binaria, la resta no es suficiente para realizar el trabajo. Un complemento para solucionar este problema es la operación lógica **AND**. La operación requiere de la imagen analizada y una de referencia, ambas de dimensiones iguales pero la referencia tiene dentro de sus dimensiones un patrón determinado en cuanto a forma y ubicación. La ecuación 2.7 describe la operación AND, donde I es la imagen de entrada e I_P el patrón de referencia, I_A se forma con el resultado de la intersección entre todas las parejas de píxeles con la misma posición. Si ambas imágenes poseen un píxel blanco en la coordenada (x, y) la imagen I_A asigna un píxel blanco en la posición (x, y) , de lo contrario se asigna un 0 [20, 23].

$$I_A(x, y) = \begin{cases} 1 & \text{si } I(x, y) \cap I_P(x, y) = 1 \\ 0 & \text{si } I(x, y) \cap I_P(x, y) = 0 \end{cases} \quad (2.7)$$

La Figura 2.14 muestra el funcionamiento de la operación AND, I_1 presenta un objeto centrado mientras que I_2 presenta el mismo objeto pero cargado hacia la izquierda. El patrón P_r se utiliza de referencia para segmentar una región específica en ambas imágenes. La imagen R_1 presenta la misma distribución de píxeles que P_r debido a que el objeto se encuentra centrado y los píxeles de interés de ambas imágenes se ajustan correctamente. Por el contrario, la imagen

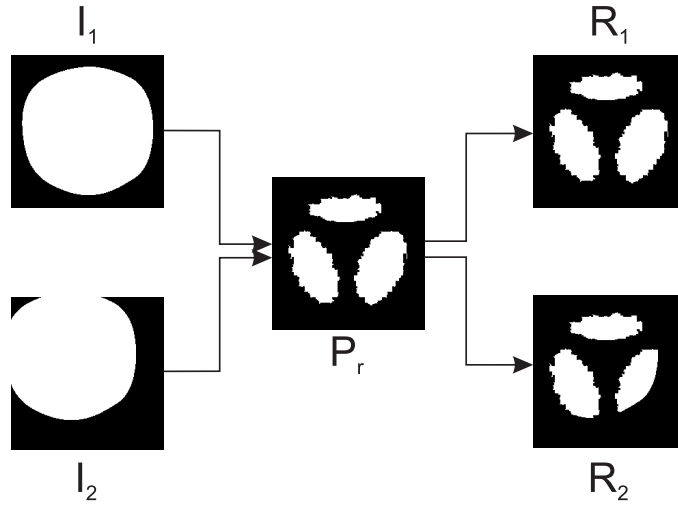


Figura 2.14: Operación AND.

R_2 presenta una distribución incompleta ya que el objeto en I_2 se encuentra descentrado.

2.6.5. Operaciones morfológicas

Las operaciones morfológicas trabajan sobre una imagen binaria cambiando el valor de los píxeles que conforman los objetos presentes en dicha imagen y modificando la forma de estos [23, 26]. Existen dos operaciones fundamentales de las cuales se deriva la mayoría de las operaciones morfológicas, estas operaciones son: *erosión* y *dilatación*. Antes de especificar cómo funcionan ambas operaciones es necesario definir los conceptos básicos que gobiernan las transformaciones morfológicas.

Una imagen binaria contiene una cantidad de objetos llamados *regiones* conformados por agrupaciones de píxeles con valor de 1. Una región puede ser descrita mediante la ecuación (2.8), donde R es una región creada a partir de I que es una imagen binaria, los valores de (x, y) representan la ubicación de fila y columna respectivamente [9]. La Figura 2.15 muestra la representación gráfica del concepto región. En la imagen existen 3 regiones $R_1 = \{(1, 2), (2, 2)\}$, $R_2 = \{(4, 3)\}$ y $R_3 = \{(1, 5), (2, 5)\}$ cada una conformada por sus propios píxeles.

$$R = \{(x, y) \mid I(x, y) = 1\}. \quad (2.8)$$

0	1	0	0	1
0	1	0	0	1
0	0	0	0	0
0	0	1	0	0
0	0	0	0	0

Figura 2.15: Regiones en una imagen.

La manera en que los píxeles se agrupan recibe el nombre de *vecindad* y se define como la relación que guarda un píxel con los píxeles que le rodean [23]. Se pueden diferenciar dos tipos de vecindad:

1. Vecindad *4-vecinos*. Esta relación se encuentra cuando un píxel tiene vecinos horizontales y verticales de acuerdo a su posición. La Figura 2.16(a) muestra de manera gráfica este tipo de vecindad.
2. Vecindad *8-vecinos*. Esta relación toma la vecindad 4 y agrega los píxeles diagonales que rodean al píxel central, la Figura 2.16(b) muestra esta configuración.



Figura 2.16: Vecindades entre píxeles.

La vecindad entre píxeles es la base para crear un *elemento estructural* (*SE* por sus siglas en inglés *Structural Element*), el cual a su vez es la herramienta principal del procesamiento morfológico de imágenes binarias. Este elemento tiene sus propias coordenadas (x_0, y_0) y dentro de su estructura contiene una distribución geométrica o arbitraria de píxeles. El *SE* recorre toda la imagen binaria realizando una operación lógica entre los elementos que lo conforman y los píxeles cubiertos por él [23]. La Figura 2.17 muestra el funcionamiento del elemento estructural.

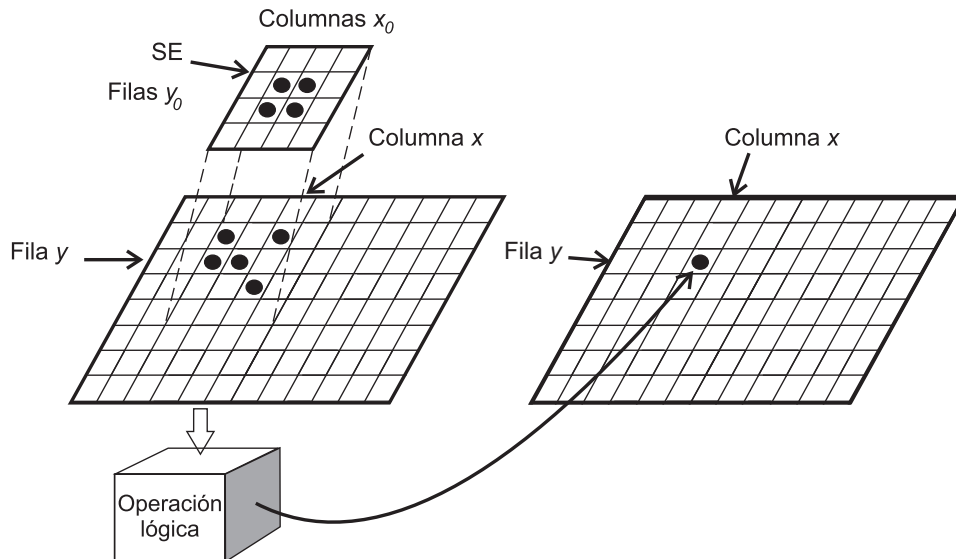


Figura 2.17: Operación morfológica.

La operación lógica de *dilatación* es el proceso de agregar píxeles a una región utilizando un *SE* que la recorre, el efecto dejado por la operación es un incremento en el área de la región [22]. Por ejemplo, si la región es un círculo y se utiliza un *SE* de dimensiones 3×3 , el diámetro del círculo se incrementará 2 píxeles cada vez que se realice una dilatación. Incluso si dos píxeles están separados por una distancia menor a las dimensiones del *SE* la operación unirá ambos píxeles. La ecuación (2.9) describe la operación, donde $\cup$ indica la unión entre los píxeles del elemento *SE* y la región *R*. La dilatación resulta útil para rellenar huecos y unir píxeles en las regiones.

$$D = SE \oplus R = \{(x, y) \mid SE(x, y) \cup R(x, y)\} \quad (2.9)$$

La operación lógica de *erosión* elimina los píxeles del borde de una región disminuyendo el perímetro de la misma [22]. Retomando el ejemplo de la región circular, la erosión disminuirá en 1 el diámetro del círculo. Si una región posee una forma con derivaciones y estas son menores que el tamaño del *SE*, las derivaciones serán separadas del objeto principal. Si un píxel está separado de una región por una distancia mayor a las dimensiones de *SE* el píxel es eliminado. La ecuación (2.10) describe la erosión, el símbolo $\cap$ indica una intersección entre los elementos de *SE* y *R*.

$$E = SE \ominus R = \{(x, y) \mid SE(x, y) \cap R(x, y)\}. \quad (2.10)$$

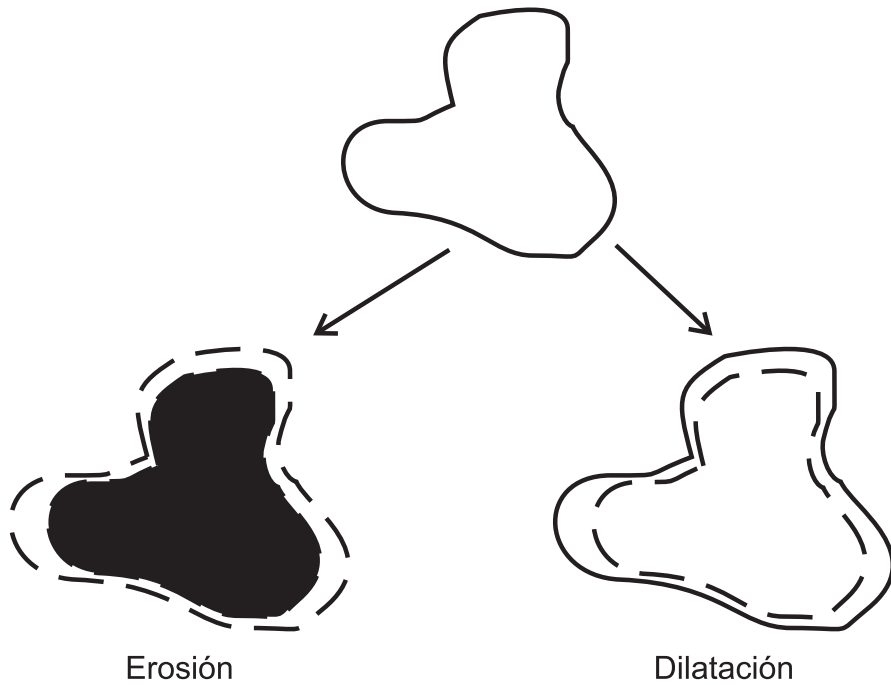


Figura 2.18: Operaciones de erosión y dilatación.

2.7. Características geométricas

Las regiones binarias presentes en una imagen poseen características que las distinguen o relacionan con otras regiones. Dicho grupo de características es llamado ***firma geométrica de la región*** y puede ser calculada mediante la manipulación de los elementos que forman las regiones [22]. Analizando y evaluando la firma de una región es posible segmentarla del resto de regiones presentes en la imagen donde está contenida. Entre las características principales de las regiones se encuentra el perímetro, área y redondez.

El *perímetro* de una región se determina calculando la longitud de su contorno exterior. El perímetro puede ser calculado de dos formas tomando en cuenta el tipo de vecindad presente en los píxeles del borde. Esto es muy importante ya que un perímetro calculado utilizando una vecindad de 4-vecinos será mayor que usando una de 8-vecinos [20].

Para una vecindad 8-vecinos los píxeles horizontales y verticales tienen un valor de 1 en el conteo, mientras que los diagonales poseen un valor de $\sqrt{2}$. El perímetro puede ser calculado utilizando la ecuación (2.11), donde $P(R)$ es el perímetro de la región, n es la cantidad de píxeles que conforman el borde de la región y p_v el valor de cada pixel de acuerdo a la vecindad elegida. La Figura 2.19 muestra el cálculo del perímetro usando las vecindades 4-vecinos y 8-vecinos.

$$P(R) = \sum_{i=1}^n p_v. \quad (2.11)$$

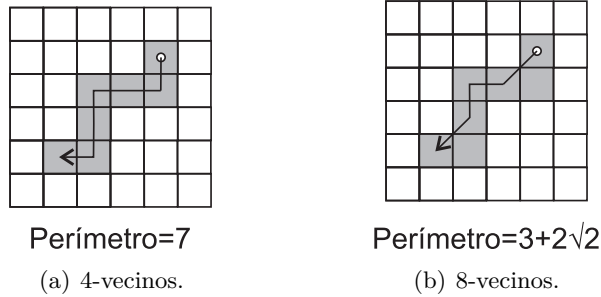


Figura 2.19: Perímetro de una región utilizando vecindades 4-vecinos y 8-vecinos.

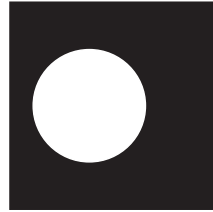
El *área* de una región se obtiene sencillamente contando el número de píxeles que la conforman. La ecuación (2.12) describe el cálculo del área, donde $A(R)$ es el área de la región m es el número de fila, n el número de columna y R la región analizada.

$$A(R) = \sum_x^n \sum_y^m \{R(x, y) = 1\}. \quad (2.12)$$

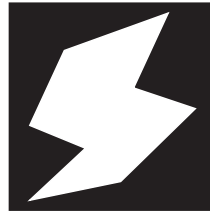
La *redondez* es una propiedad con la que se mide el porcentaje que posee una región para ser tomada como un círculo. Esta propiedad es invariante a rotaciones, desplazamientos y escalamiento que pudiera tener la región [23]. La redondez se calcula mediante la relación del

perímetro y área de la región multiplicados por un factor 4π para establecer un factor de redondez [20]. La ecuación (2.13) describe la operación, donde $C(R)$ es el factor de redondez, $A(R)$ es el área de la región y $P(R)$ es el perímetro de esta. La Figura 2.20 muestra el resultado para dos regiones.

$$C(R) = \frac{4\pi A(R)}{P(R)^2}. \quad (2.13)$$



(a) Redondez=1.0.



(b) Redondez=0.56.

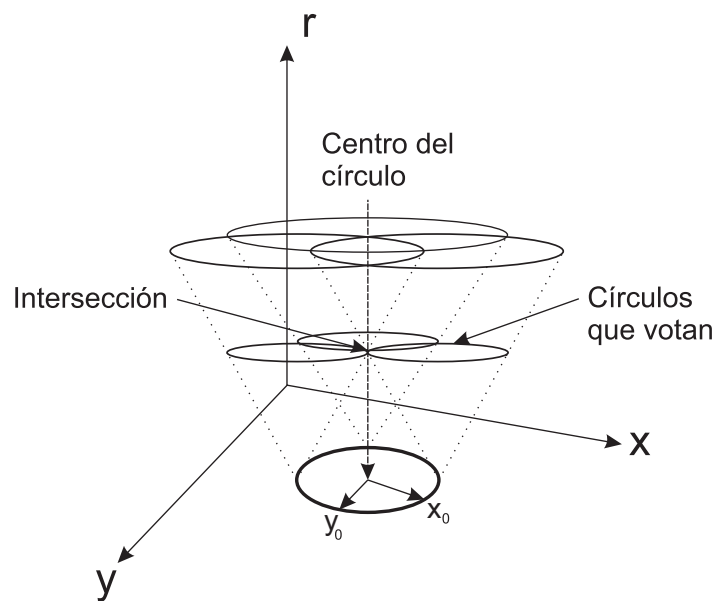
Figura 2.20: El valor de C es máximo ($C = 1$) para una región redonda y para objetos diferentes es $0 < C < 1$.

2.8. Ecuaciones paramétricas: Transformada de Hough

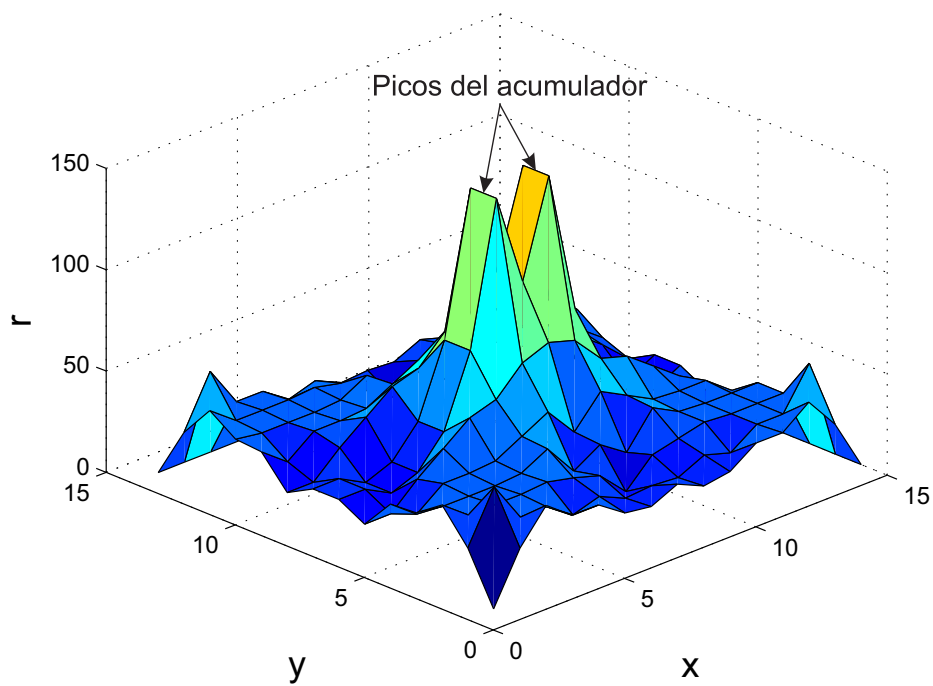
Una ecuación paramétrica describe líneas rectas o curvas mediante parámetros descriptores. La *Transformada de Hough* (HT por sus siglas en inglés *Hough Transform*) utiliza estos descriptores para localizar formas en una imagen [27]. Una variante de la HT es útil para encontrar líneas curvas considerando la ecuación paramétrica del círculo descrito en la ecuación (2.14), donde (x, y) son las dimensiones donde se encuentra el objeto, (x_0, y_0) su lugar geométrico y r es el radio del círculo buscado [20].

$$r^2 = (x - x_0)^2 + (y - y_0)^2. \quad (2.14)$$

Para detectar un círculo, se analizan los píxeles del borde de la región utilizando un acumulador de tres dimensiones. La Figura 2.21(a), muestra gráficamente el funcionamiento del acumulador, cada punto de borde genera un círculo con radio r y cada vez que los nuevos círculos se cruzan se produce un voto para el par (x_0, y_0) donde se centra círculo. El par con el mayor número de votos es llamado **pico del acumulador** y es tomado como el centro del círculo, la Figura 2.21(b) muestra el resultado de la votación y los picos generados. Existen votos lejos del centro del círculo generados por el borde de este pero son mucho menores que los originados por el centro geométrico de la figura analizada. El resultado de HT son las coordenadas (x, y) del centro del círculo. Mediante el uso de HT es posible detectar círculos a pesar de que la forma esté ocluida o incompleta. Sin embargo, HT puede detectar falsos círculos, por esta razón, los resultados requieren un proceso de filtrado.



(a) Acumulador.



(b) Picos del acumulador.

Figura 2.21: Funcionamiento de HT.

2.9. Valoración postural a través de visión artificial

Como se mencionó en el capítulo anterior, se han desarrollado sistemas de visión artificial con el objetivo de crear una herramienta de apoyo a la valoración fisioterapéutica. Las herramientas utilizadas tratan de eliminar el diagnóstico subjetivo creando una nueva metodología de valoración la cual involucra el uso de cámaras digitales, que sustituye la línea de plomada o rejilla, y un algoritmo de procesamiento digital de imágenes capaz de obtener resultados cuantitativos para referenciar el estado de la salud postural del paciente. La Figura 2.22 muestra el diagrama de la nueva metodología, el algoritmo representado por la computadora proporciona información relevante para el diagnóstico, permite analizar las patologías de manera objetiva y asegura que todas las pruebas se realizan bajo los mismos conceptos.

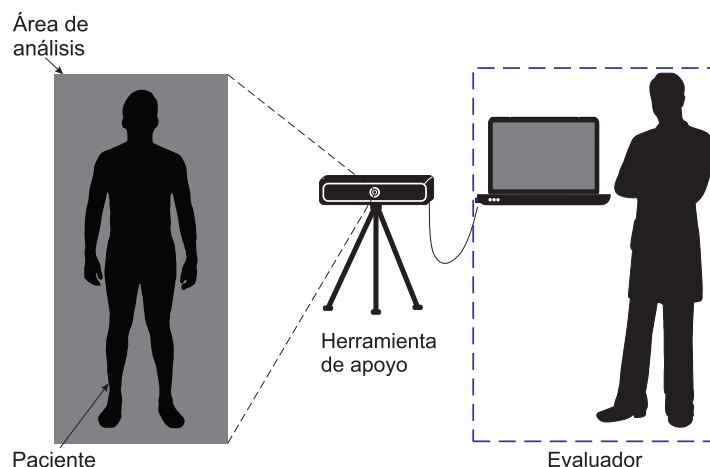


Figura 2.22: Diagrama esquemático de la nueva metodología para valoraciones posturales.

Los sistemas de visión artificial con enfoque terapéutico se construyen siguiendo los parámetros de la ecuación (2.3). Las imágenes permiten reproducir la prueba las veces que sea necesario y conservan los mismos elementos en la escena sin importar que el paciente se mueva dentro del área de análisis. El algoritmo está diseñado para buscar patrones o marcadores colocados sobre el cuerpo del paciente [28], los marcadores son identificados analizando sus características físicas (forma, brillo, etc.) y a partir de esa identificación se obtiene información como cantidad y posición de los mismos. Finalmente, el conocimiento transferido al algoritmo permite generar una interpretación de los resultados generados durante la etapa de medición [4, 11, 12].

Tomando los conceptos de procesamiento digital de imágenes y las herramientas de procesamiento descritas se desarrolló un sistema de visión artificial enfocado a la valoración y evaluación fisioterapéutica. El sistema está compuesto por el par de cámaras integradas en el sensor Kinect, marcadores pasivos, un algoritmo que identifica dichos marcadores y proporciona la posición angular de las articulaciones marcadas. Los resultados del sistema de visión son:

una tabla con los valores angulares de las articulaciones de interés y una serie de imágenes que sirven de apoyo gráfico para la interpretación de los valores de la tabla. El algoritmo fue desarrollado en Matlab[®] 2013 y las pruebas se realizaron bajo la supervisión y apoyo del LFT. Jaime Rebollo Vázquez en el Laboratorio de Postura de la Benemérita Universidad Autónoma de Puebla ubicado en el edificio 323F de la Facultad de Medicina. En el siguiente capítulo se describe el proceso de desarrollo del algoritmo.

Capítulo 3

Algoritmo de valoración postural

En este capítulo se describe el proceso de desarrollo para dos algoritmos de valoración postural utilizando procesamiento digital de imágenes. El primer algoritmo realiza un análisis en 2D de los planos sagital y frontal del paciente al cual se le colocan marcadores pasivos en partes anatómicas específicas. El algoritmo toma los conceptos de segmentación, análisis de regiones y descriptores geométricos expuestos en el capítulo anterior para identificar los marcadores. Una vez identificados, se obtienen sus coordenadas de ubicación y se utiliza la ecuación de la pendiente para obtener su posición angular. En el proceso de valoración, el algoritmo crea un sistema virtual de referencia tomando la metodología de la línea de plomada. Para el análisis del plano sagital se dibuja una línea perpendicular al piso, partiendo del tobillo, donde los marcadores deben ubicarse, de no ser así existe una alteración postural. Con el análisis del plano frontal la silueta del paciente se divide en lado izquierdo y derecho. Se dibujan dos líneas de referencia, ambas parten de la parte media del empeine de cada pie. Las líneas de referencia se utilizan para analizar las patologías de que afectan a las extremidades inferiores.

El segundo algoritmo de valoración utiliza imágenes en 3D generadas por la cámara de profundidad del sensor Kinect. Para generar las imágenes 3D se utiliza el **SDK Kinect V1.8** de Microsoft [24] que cuenta con la librería **Joint World Coordinates** la cual permite identificar 20 puntos de referencia del cuerpo humano. Todos los puntos identificados poseen coordenadas (x, y, z) . A partir de estos puntos se crea un *Stickman*¹ en un mapa de profundidad que es capaz de reproducir los movimientos que realiza el paciente analizado. Mediante las coordenadas (x, y, z) es posible analizar distancias entre partes anatómicas y desplazamientos angulares de las articulaciones. Por ejemplo, la distancia entre rótulas de ambas piernas y el desplazamiento angular que puede realizar dicha articulación al realizar una flexión de rodilla.

El objetivo de utilizar las técnicas de análisis en 2D y 3D desde los planos frontal y sagital es desarrollar un sistema de visión artificial enfocado a la valoración y evaluación fisioterapéutica que sirva de apoyo en los procesos de identificación y diagnóstico de las patologías referentes al sistema músculos esquelético. De la misma forma puede ser utilizado como herramienta

¹Stickman es una representación gráfica de un cuerpo humano mediante líneas rectas.

didáctica de aprendizaje para la formación de futuros fisioterapeutas.

3.1. Algoritmo de valoración 2D

La valoración postural a través de la línea de plomada consiste en colocar al paciente detrás de la herramienta, la línea sirve de referencia para analizar al paciente en plano izquierdo y derecho en el caso del análisis frontal. Para el análisis sagital, la línea sirve para estimar las desviaciones que pueden tener las articulaciones de rodilla, cadera, hombros y cabeza a partir de la línea [8]. Ambos análisis son puramente visuales y no hay manera de referenciar la severidad de las patologías debido a que no existe una herramienta capaz de obtener un resultado cuantitativo. Se propone abordar la problemática de las valoraciones cuantitativas mediante el uso de marcadores pasivos, por lo que el algoritmo para valoración en 2D se desarrolló con el objetivo de identificar dichos marcadores a partir de sus características geométricas.

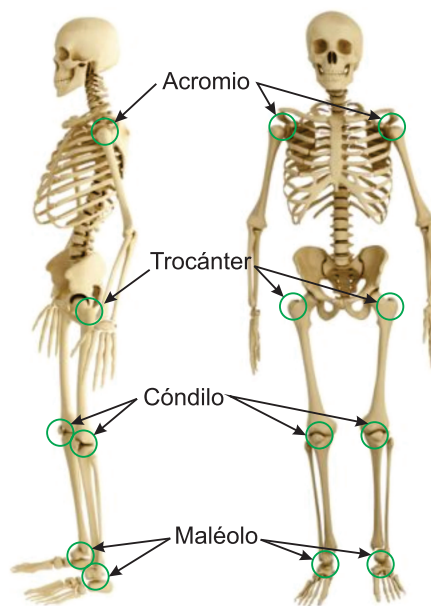


Figura 3.1: Ubicación de las articulaciones que gobiernan la postura erguida [3].

En el análisis sagital los marcadores se colocan en partes anatómicas específicas: *maléolo*, *cóndilo tibial lateral*, *trocánter femoral* y *acromio*. Como se puede ver en la Figura 3.1, el motivo de colocar los marcadores en esos cuatro puntos específicos es debido a la ubicación de las articulaciones que controlan la postura. Ejemplo de esto es la relación que existe entre las articulaciones del tobillo (maléolo) y rodilla (cóndilo), el tobillo controla los movimientos de flexión y rotación que realiza el pie para caminar, la rodilla controla el ángulo de flexión de la pierna necesario para caminar, subir escaleras o levantar una carga. Si existe una alteración o daño muscular en las extremidades inferiores, dichas articulaciones realizan una compensación mediante una disminución o aumento del rango de movimiento articular. Las articulaciones se

proyectan hacia delante o atrás dependiendo del tipo de padecimiento muscular. El caso más común de este tipo de patologías es una contractura en los músculos del muslo, lo que ocasiona un adelantamiento de rodilla y un retraso en el tobillo.

La Figura 3.2 muestra dos imágenes de pacientes con los cuatro marcadores colocados, estos son esferas blancas con un diámetro de 1.5 cm. y son colocados por el fisioterapeuta en maléolo, cóndilo tibial lateral, trocánter femoral y acromio. Una etapa básica en el desarrollo del algoritmo es seleccionar las condiciones de captura bajo las cuales se desarrollará este. La Figura 3.2(a) muestra a un paciente colocado delante de un fondo uniforme de color claro mientras que la Figura 3.2(b) muestra a otro paciente delante de un fondo oscuro. Comparando ambas imágenes, el fondo oscuro facilita la detección de los marcadores ya que estos resaltan en comparación de los demás objetos presentes en la imagen, situación que no ocurre con el fondo claro. Por tal motivo, el fondo oscuro es el adecuado para realizar una segmentación de los marcadores utilizando una menor cantidad de operaciones.

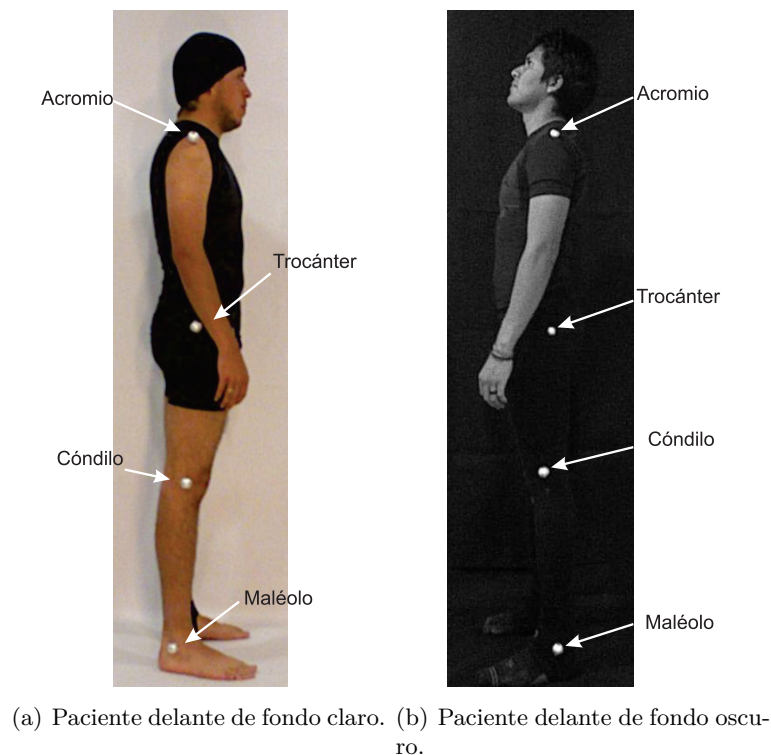


Figura 3.2: Colocación de marcadores.

Una vez establecidas las condiciones de captura se realiza una inspección manual de la imagen para establecer un umbral y convertir la imagen a un formato binario que permita segmentar los marcadores del resto de la imagen. Como se muestra en la Figura 3.3, las zonas inspeccionadas son: el cuerpo del paciente, el fondo y los marcadores. El resultado de la inspección manual revela que los píxeles que no conforman un marcador tienen un valor menor a 150 en la escala de gris. Sin embargo, establecer un thresholding directo sobre la imagen no es la

mejor opción ya que regiones como uñas, protuberancias óseas y regiones de piel con tonos más claros, como los dedos de pies y manos, son capaces de generar una región con características similares a los marcadores.



Figura 3.3: Exploración del nivel de gris.

Una alternativa en el proceso de segmentación es el uso de la operación aritmética de resta descrito por la ecuación (2.6). La resta crea una imagen a partir de la operación aritmética entre dos imágenes, la imagen generada facilita el proceso de segmentación pues tiene la capacidad resaltar los píxeles tienen un valor elevado (marcadores) en la escala de gris en comparación con aquellos que toman un valor cercano (background) a 0 en la escala de gris. Para este caso particular $I_{Minuendo}$ representa la silueta del paciente con los marcadores colocados mientras $I_{Sustraendo}$ representa el fondo uniforme.

La Figura 3.4 muestra las imágenes de entrada a la operación resta y el resultado de la operación. Realizando la inspección manual se puede observar que el píxel con coordenadas (133, 205) en la imagen del paciente (Figura 3.4(a)) tiene un valor de 38 en la escala de gris y corresponde a la silueta de este; en la imagen de fondo (Figura 3.4(b)) posee un valor de 18 y corresponde a un punto en el patrón homogéneo. Al realizar la resta (Figura 3.4(c)), el píxel toma un valor de 20 en la escala de gris y se puede observar cómo se desvanecen los detalles y bordes que forman la silueta del paciente resaltando las regiones de los marcadores. Ejemplo de esto, es el píxel con coordenadas (122, 540) que toma un valor de 213 y corresponde al marcador colocado en el cóndilo femoral mostrado en la Figura 3.4(d). Para asignar correctamente el valor de umbral, se realizó una inspección manual sobre la imagen de pacientes analizando diferentes regiones corporales como lo muestra la Figura 3.5.

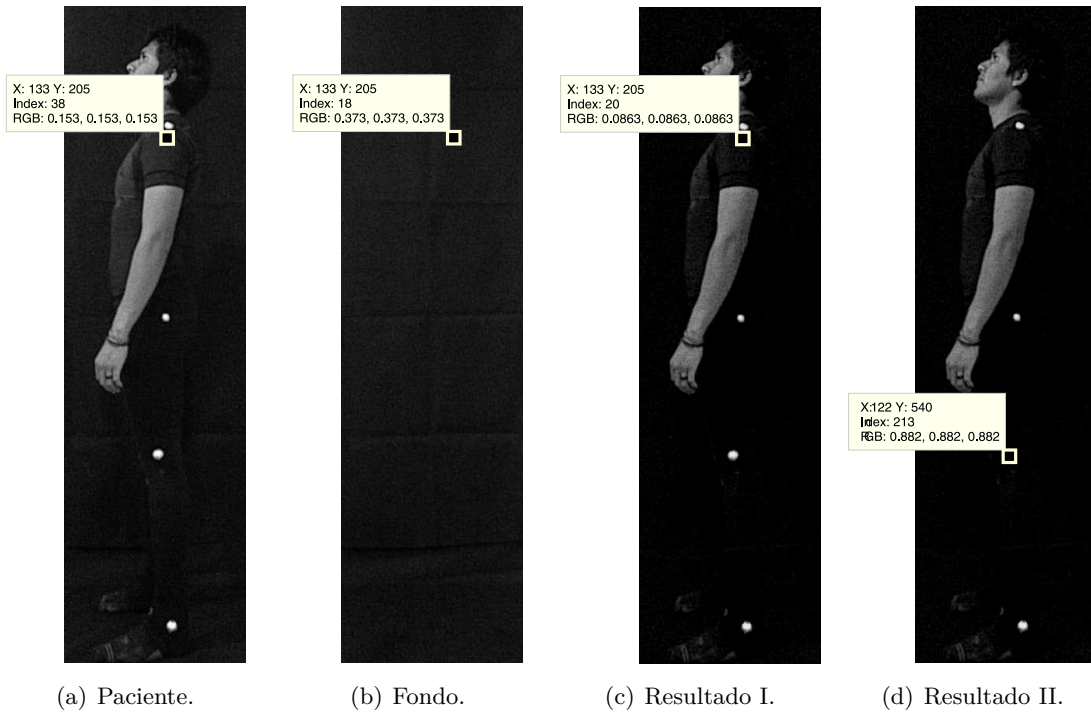


Figura 3.4: Análisis manual de las imágenes de entrada para la operación de resta.

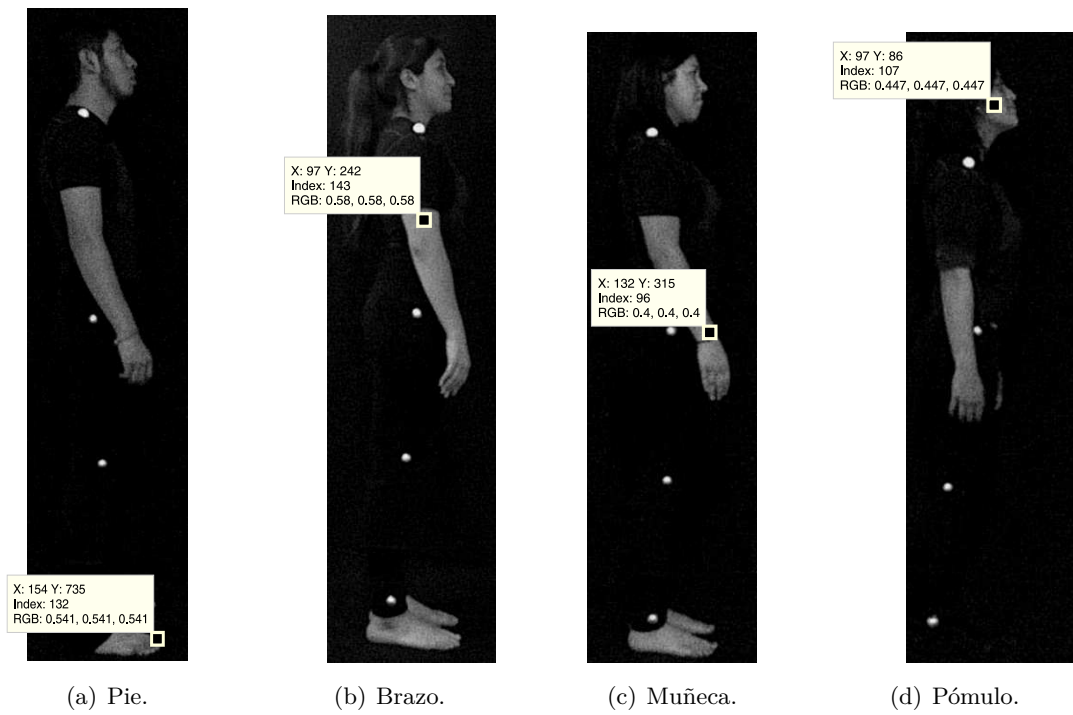


Figura 3.5: Análisis manual de la escala de gris para cuatro regiones corporales.

De acuerdo con los resultados del análisis realizado en la Figura 3.5, se fijó un umbral con valores de $150 \leq K_{th} \leq 220$, y se aplicó la ecuación (2.5) para crear una imagen binaria que permitiera segmentar los marcadores. Utilizando thresholding, cada píxel (x, y) de la imagen binaria de salida es creado a partir de un píxel con la misma posición (x, y) de la imagen de entrada con base en su relación con K_{th} . El resultado del thresholding es una imagen binaria donde los marcadores se presentan como regiones blancas sobre un fondo negro. A partir de la imagen binaria es posible aplicar operaciones morfológicas para acondicionar las regiones segmentadas. La Figura 3.6 muestra el proceso para generar, segmentar y acondicionar los marcadores a través de una dilatación con un SE de dimensiones 5×5 píxeles.

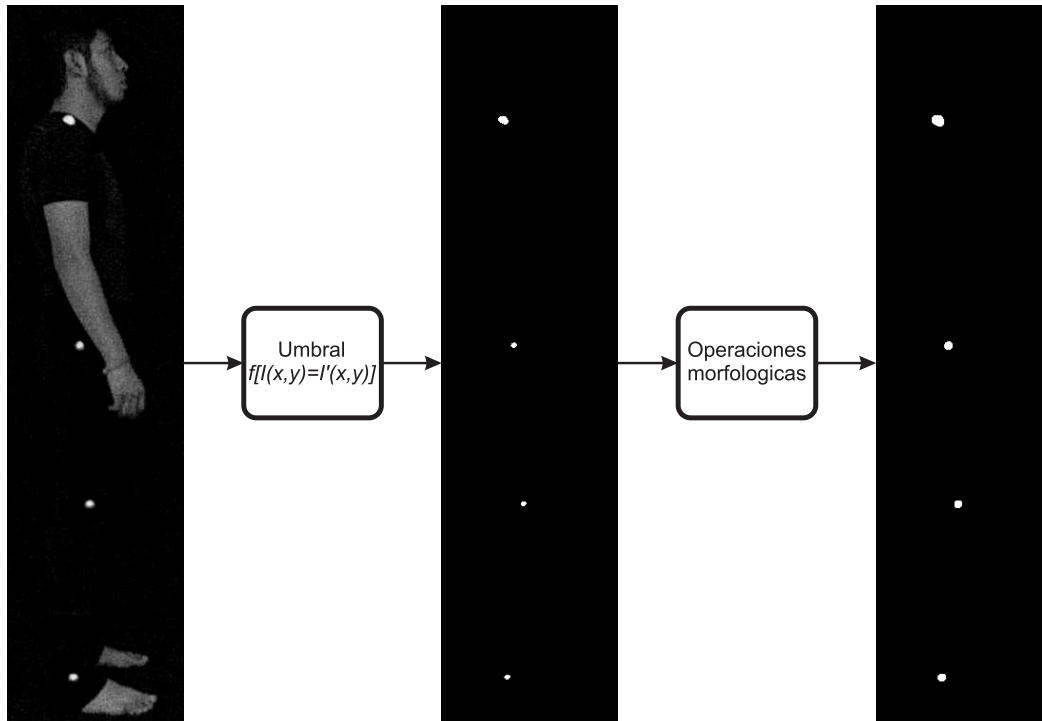


Figura 3.6: Segmentación y acondicionamiento de marcadores.

El objetivo de aplicar las operaciones morfológicas (ecuaciones (2.9) y (2.10)) es agrupar los píxeles que forman los marcadores y eliminar aquellos que se encuentran dispersos sobre el fondo. Dichas operaciones también se aplican con el objetivo de dar una forma y un área característica a los marcadores, ya que tras aplicar las transformaciones los marcadores adoptan una forma similar a un círculo.

3.2. Clasificación de regiones bajo propiedades geométricas

La clasificación de los marcadores se inicia con el análisis de las características geométricas de las nuevas regiones generadas a través de las operaciones morfológicas, la Figura 3.7 muestra los elementos de interés que deben ser analizados. Las ecuaciones (2.11), (2.12) y (2.13) son

utilizadas para crear una etapa la de clasificación, la Figura 3.8 muestra las fases necesarias para realizar el análisis de la firma geométrica de una región.

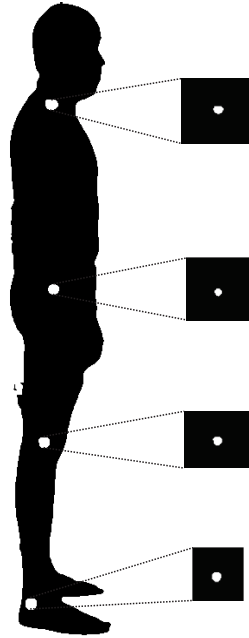


Figura 3.7: Regiones de interés.

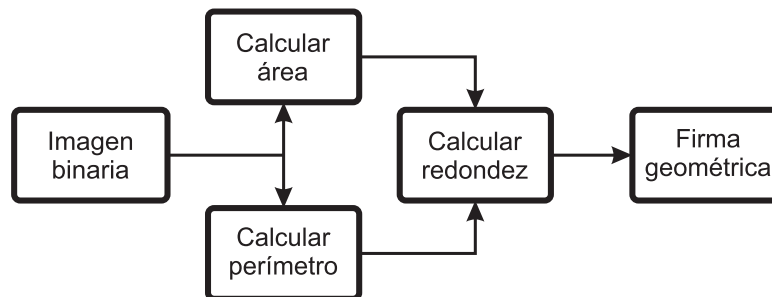
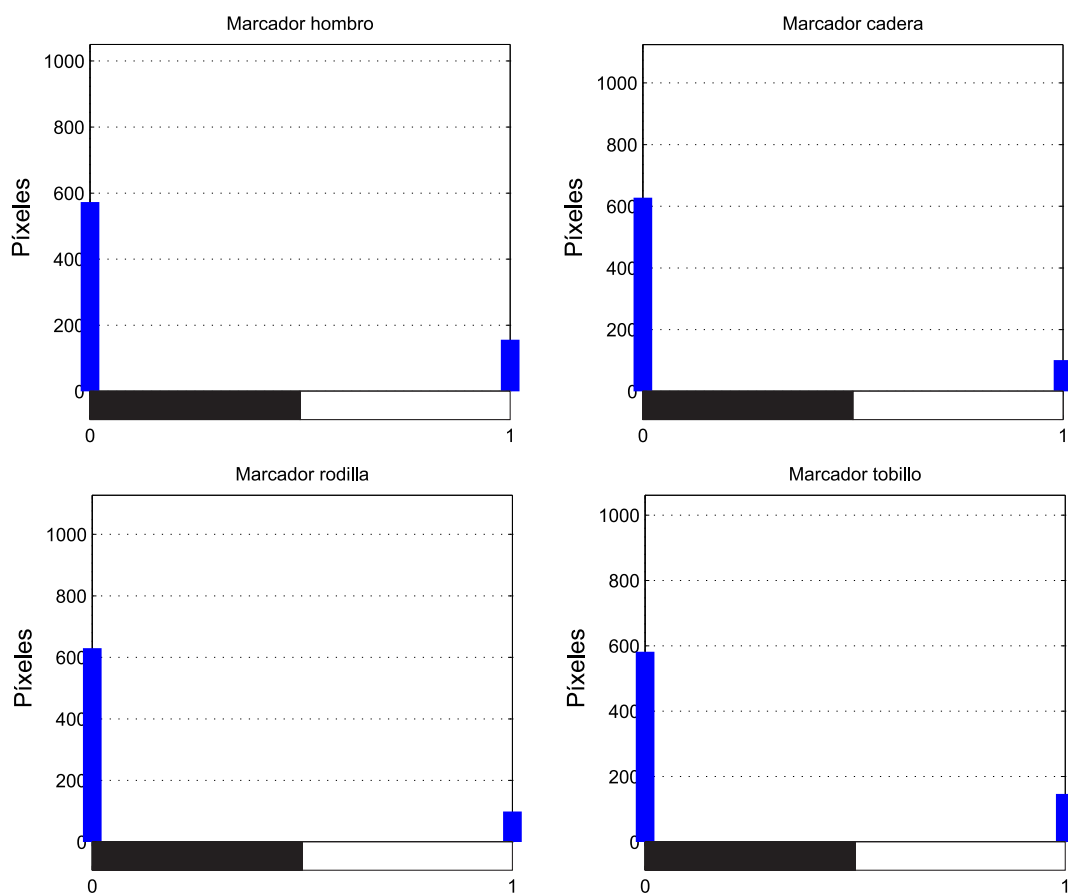
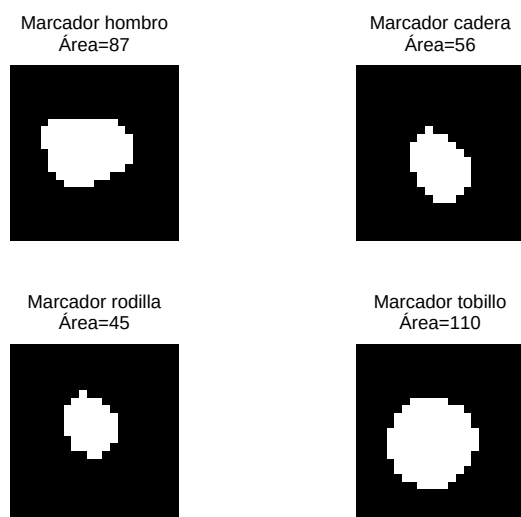


Figura 3.8: Diagrama a bloques para el análisis de firma geométrica.

El área de las regiones se calcula a través del histograma generado por cada una de estas, ya que se trata de una imagen binaria sólo existen dos valores de píxel que la conforman. Utilizando el algoritmo 1, los píxeles se agrupan en dos clases: H_0 , conformada por todos los píxeles oscuros y H_1 , donde se agrupan todos los píxeles blancos que conforman las regiones. La Figura 3.9(a) muestra la inspección con histograma para cada región correspondiente al marcador asignado, se observa que los píxeles negros en cada imagen tienen una concentración cercana a 600 mientras que los píxeles blancos no rebasan las 200 píxeles por región, la Figura 3.9(b) muestra el área total que conforma cada región analizada.



(a) Histograma de los marcadores.



(b) Áreas de los marcadores.

Figura 3.9: Inspección del área de los marcadores mediante histograma.

Para el cálculo del perímetro es necesario reducir las regiones de los marcadores a su borde, esto se logra combinando las operaciones de erosión y dilatación. El propósito de combinar dichas operaciones tiene como finalidad obtener el **gradiente morfológico** [26] de la región analizada, en particular el gradiente externo definido por la ecuación (3.1), que indica la diferencia entre la dilatación de una región y esta misma sin dilatar. El resultado es el borde externo de la región, a la imagen resultante del gradiente se le aplica la ecuación (2.11) para calcular el perímetro de esta utilizando una vecindad de 8-vecinos. La Figura 3.10 muestra el proceso de obtención del gradiente externo y la Figura 3.11 muestra el perímetro de los marcadores mostrados en la Figura 3.9(b).

$$G_e = S \oplus R - R. \quad (3.1)$$

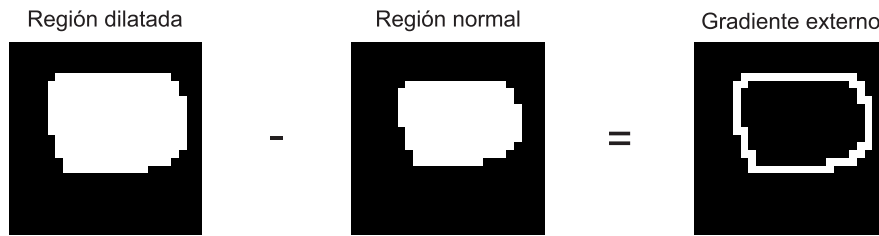


Figura 3.10: Obtención del gradiente externo.

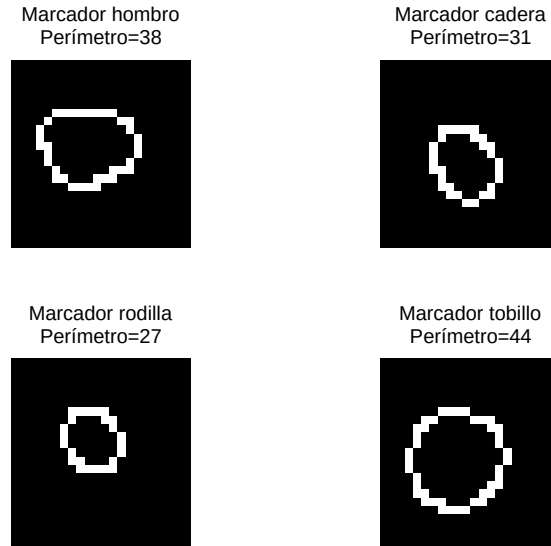


Figura 3.11: Gradiente externo de marcadores.

Con los resultados de área y perímetro es posible implementar la ecuación 2.13 y obtener el factor de redondez de cada región presente en la imagen. Esta es la última parte del proceso de filtrado bajo firma geométrica y su propósito es descartar las regiones que no cumplen con

las características geométricas deseadas. Con los tres parámetros calculados, se establecieron los rangos aceptables para cada uno de los aspectos analizados:

1. $40 < \text{área} < 200$ píxeles.
2. $40 < \text{perímetro} < 60$ píxeles.
3. $0.7 < \text{redondez} < 1.0$.

Con los parámetros establecidos, todas las regiones son sometidas a un filtrado para descartar aquellas que no cumplen con ellos y aprobar las que poseen un mayor parecido a un círculo. La etapa de selección aprovecha las características geométricas de los marcadores y reduce la probabilidad de omitir un marcador o aprobar un objeto no deseado. La Figura 3.12 muestra la aplicación del filtrado mediante el análisis de la firma geométrica

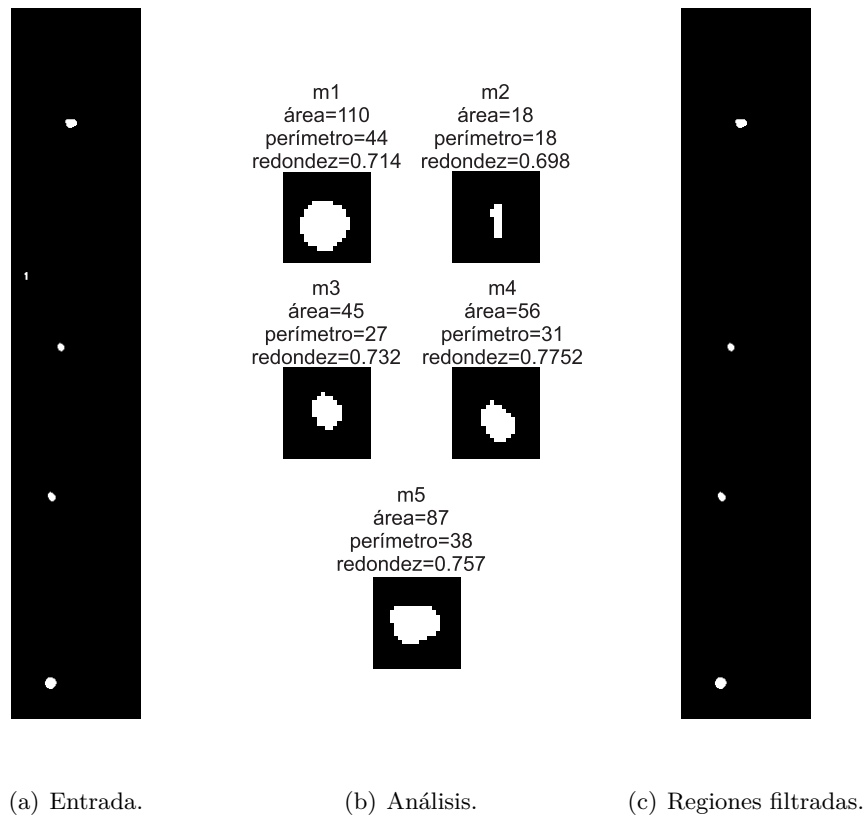


Figura 3.12: Filtrado de regiones utilizando firma geométrica.

Una vez segmentado los marcadores el siguiente paso es ubicar el centro geométrico de las formas seleccionadas. Para realizar dicha tarea se utiliza la Transformada de Hough descrita por la ecuación 2.14. Dicha técnica requiere como entrada una imagen en escala de gris y el radio de los objetos a detectar, la Figura 3.13 muestra los pasos a seguir para aplicar la HT. De acuerdo con los parámetros geométricos establecidos, se sabe que las áreas poseen un valor entre

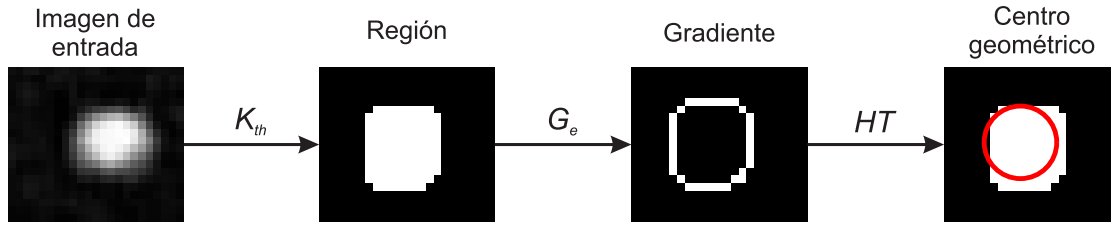


Figura 3.13: Filtrado de regiones utilizando firma geométrica.

40 y 200 píxeles. El radio de los objetos se calcula mediante la ecuación del área del círculo² despejando el valor del radio. Ya que se tiene un valor determinado para las áreas es necesario establecer de manera similar los límites para los radios. Para un área de 40 píxeles se obtiene un radio de 3.56 píxeles mientras que para un área de 200 píxeles el radio es 7.987 píxeles. De esta forma el parámetro del radio queda definido por $4 \leq r \leq 8$. Una vez calculados los radios se aplica la HT, durante el proceso de identificación se crean las imágenes del acumulador y los picos del mismo. La Figura 3.14(a) muestra la imagen de entrada, la Figura 3.14(b) muestra el acumulador, desde un plano 2D, donde cuatro objetos se destacan del resto debido a que poseen un color más claro generado por la cantidad de votos recibidos y la Figura 3.14(c) muestra el resultado de la identificación.

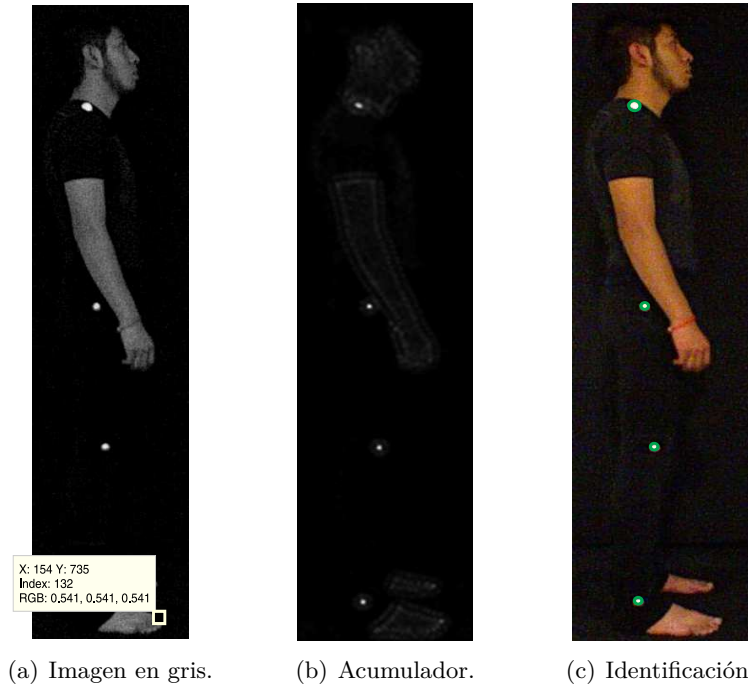


Figura 3.14: Proceso de identificación mediante Transformada de Hough.

²El área del círculo está definida por $A_C = \pi r^2$.

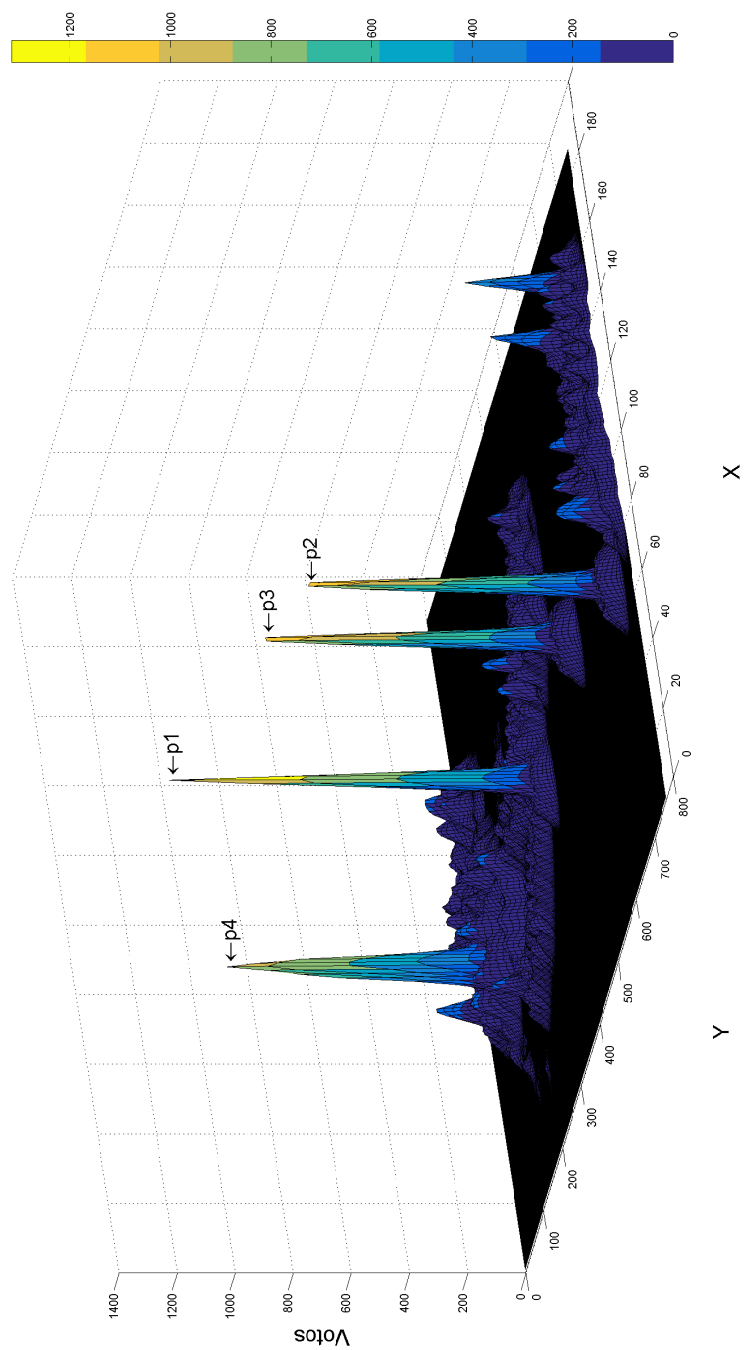


Figura 3.15: Identificación de centros geométricos mediante el acumulador.

Para que un candidato sea aprobado se cuentan los votos recibidos por este en el espacio del acumulador tridimensional. Los cuatro puntos blancos mostrados en la Figura 3.14(b) fueron creados a partir de los cuatro picos con mayor altura en el acumulador. La Figura 3.15 muestra el análisis y selección de candidatos, los picos mostrados se crean debido a la cantidad de votos recibidos por los bordes que forman la región. Una vez seleccionados los picos, el siguiente paso es obtener las coordenadas de ubicación de los mismos. Al igual que el análisis de regiones mediante la firma geométrica, la HT es capaz de identificar objetos geométricos analizando su dimensión y forma. Sin embargo, la HT es susceptible al aprobar falsos positivos, es suficiente que la región tenga la forma de medio círculo o existan contornos que puedan formar el contorno de un círculo para que aparezca un candidato.

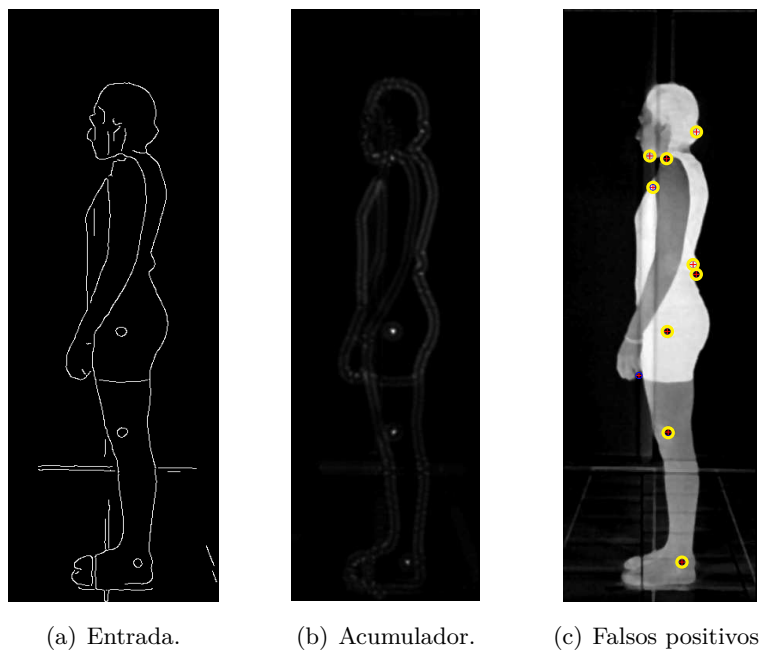


Figura 3.16: Identificación de falsos positivos.

En la Figura 3.16(a) se muestra una imagen de entrada, en ella bajo simple inspección se detectan tres círculos completos, pero aplicando la HT se detecta al cuarto círculo ubicado a la altura del hombro pues existen bordes que pueden reconstruir al círculo. Sin embargo, esta ventaja se convierte en un problema pues existen diversos bordes que pueden crear su propio candidato. Los resultados de la HT son las Figuras 3.16(b) y 3.16(c). La razón de obtener tantos falsos positivos se debe a los picos generados en el acumulador mostrado en la Figura 3.17. En el acumulador se muestran los picos máximos de la imagen analizada, para el caso de la Figura 3.16(a), existen múltiples picos con un valor mayor o igual que el pico representado por el marcador del hombro. Bajo estas condiciones, es probable que, al tomar los cuatro picos máximos el marcador del hombro no sea incluido en la selección.

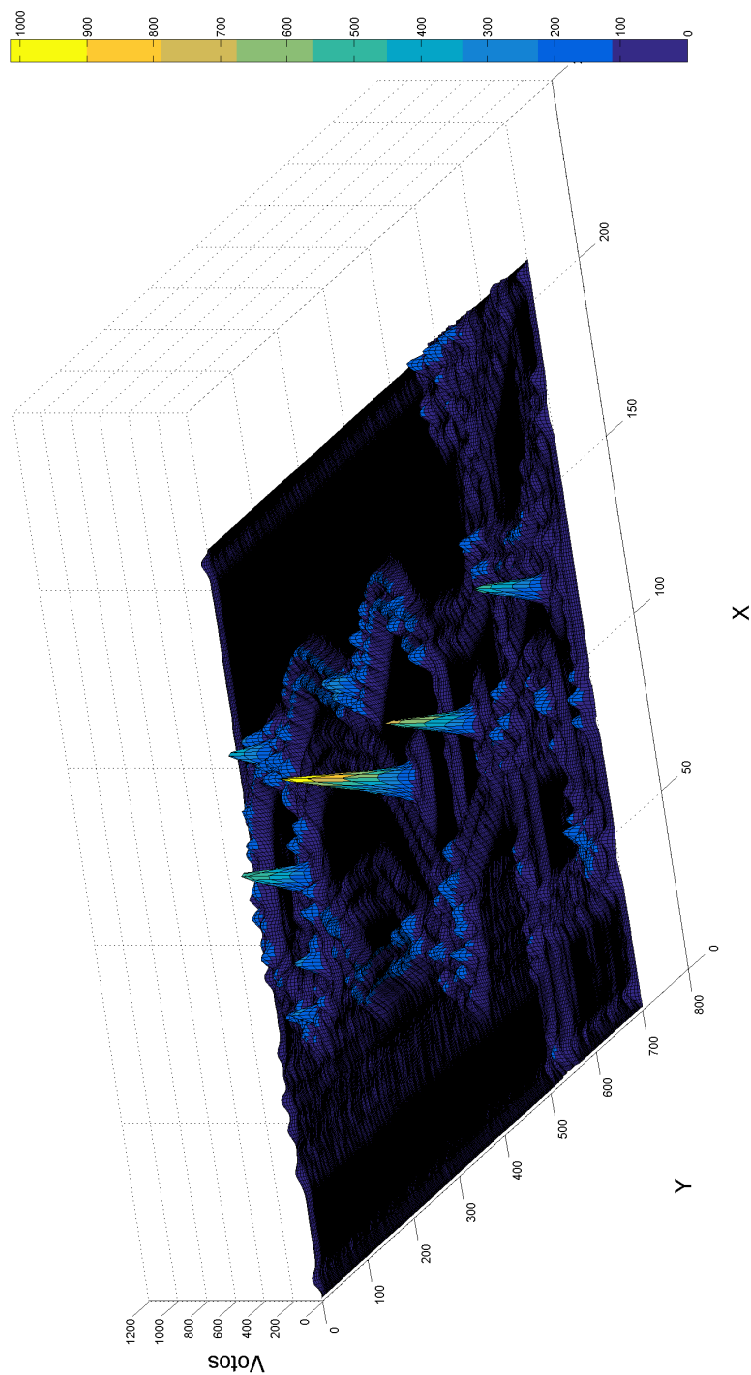


Figura 3.17: Picos generados por los falsos positivos.

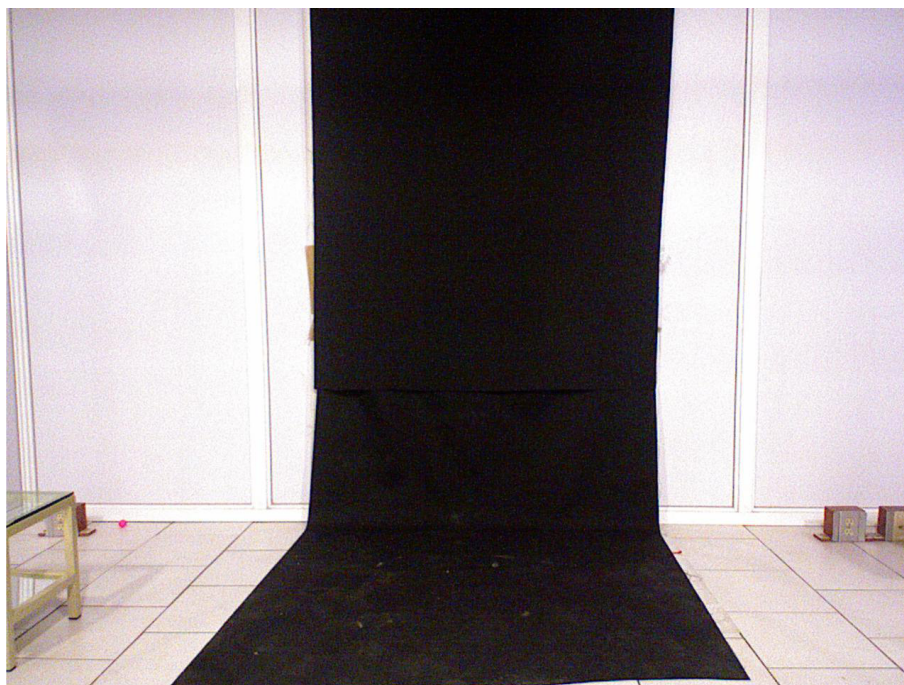
3.3. Combinación de algoritmos

Los métodos de análisis de regiones bajo propiedades geométricas son efectivos al detectar objetos pero son susceptibles al aprobar falsos positivos debido a las regiones y objetos que son generados en el proceso de thresholding. Por tal motivo, se desarrolló un algoritmo que combina las ventajas de cada métodos para eliminar sus desventajas. Los datos de entrada para el algoritmo son las imágenes $I_{Minuendo}$, $I_{Sustraendo}$ y r , el cual es el radio de los objetos buscados fijado en un rango de valores 4 a 8 píxeles.

El resultado del algoritmo se divide en dos partes, siendo la primera la imagen del paciente sobre la cual se identifican, mediante círculos azules, los marcadores. Una línea punteada en el mismo color que representa la distribución de las articulaciones y una línea vertical en color verde la cual representa la línea de plomada sobre la cual deben estar ubicadas las articulaciones marcadas. La segunda parte de los resultados es una tabla con las posiciones angulares de los segmentos anatómicos marcados. En conjunto, ambos resultados facilitan el proceso de identificación y diagnostico de las posibles patologías que puede padecer el paciente. A continuación se describen detalladamente las especificaciones técnicas del proceso de adquisición de imágenes y diseño del algoritmo.

3.3.1. Adquisición de imágenes para el algoritmo

La Figura 3.18(a) muestra el área de captura diseñada para la adquisición de imágenes. El área está compuesta por una cortina de 3 m² en tono oscuro, la cual ha sido caracterizada de tal forma que al capturar la imagen $I_{minuendo}$ el tono de la cortina ofrezca un patrón uniforme en la escala de gris. Antes de capturar la imagen del paciente, el fisioterapeuta coloca los marcadores en las partes anatómicas específicas. Los marcadores son esferas plásticas con diámetro de 1.5 cm en color blanco, la Figura 3.18(b) muestra el procedimiento. Para el caso de la evaluación sagital se colocan cuatro marcadores mientras que el análisis frontal requiere de ocho. Las imágenes son capturadas por el dispositivo Kinect a una distancia de 2.5 m y altura de 1.5 sobre el nivel del piso, utilizando un formato monocromático y resolución de 1 MP. La comunicación con el dispositivo se realiza mediante protocolo USB, el software encargado de adquirir las imágenes y en el cual se desarrolló el algoritmo es Matlab[®] 2013, en conjunto con el SDK Kinect V 1.8 de Microsoft [24]. Una vez colocados los marcadores el paciente se coloca dentro del área de captura como lo muestra la Figura 3.18(c) y posteriormente se captura la imagen. Las condiciones para distancia de captura, formato y resolución deben ser inalterables debido a que secciones del algoritmo dependen de estas. De ser modificadas, el procesamiento y los resultados se ven comprometidos. Todas las imágenes son capturadas dentro de un aula cerrada con iluminación artificial, no se recomienda luz natural debido a las variaciones que esta tiene durante el transcurso del día. Es necesario realizar la captura del plano izquierdo y derecho del paciente para realizar un evaluación completa de la postura analizando el plano sagital.



(a) Área de captura.



(b) Colocación de marcadores.



(c) Captura de imagen.

Figura 3.18: Especificaciones para adquisición de imágenes.

3.3.2. Construcción del algoritmo

Una vez capturadas las imágenes del fondo y los planos sagitales, estas se ingresan al algoritmo para ser procesadas y obtener los resultados cuantitativos. El algoritmo 2 describe el proceso de segmentación, identificación y clasificación para marcadores. El algoritmo requiere de las imágenes del paciente $I_{Minuendo}$, del fondo $I_{Minuendo}$ y el radio r de los marcadores analizados. Los pasos del 1 al 2 son operaciones diseñadas para segmentar los marcadores, las operaciones mencionadas en el algoritmo fueron descritas con anterioridad. En el paso 3 las regiones son analizadas bajo los conceptos de firma geométrica, el resultado de este paso es una imagen binaria con los objetos de interés segmentados. El paso 4 realiza una función similar que el paso anterior pero utilizando la HT siendo los resultados de esta las coordenadas con los candidatos aprobados. Posteriormente para todos los candidatos aprobados y almacenados en $Centros$ se aplica una operación AND entre las coordenadas de los mismos y su ubicación en la imagen I_{Reg} . De esta forma, todos los candidatos propuestos por HT deben poseer una región en la imagen filtrada por firma geométrica, los objetos que no cumplen con ambos requerimientos son descartados. El resultado es una tabla de coordenadas ordenadas de mayor a menor de acuerdo con el eje y , la Figura 3.19 muestra el diagrama a bloques del proceso de identificación de marcadores.

Algoritmo 2: Algoritmo de identificación.

Entrada: $I_{Minuendo}$, $I_{Sustraendo}$, r

Salida : Imagen, tabla con posiciones angulares

```

1  $I_{Kth} = I_{Minuendo} - I_{Sustraendo}$ ;
2  $I_B = Umbral(I_{Resta})$ ;
3  $I_{Rgn} = Geometrico(I_B)$ ;
4  $Centros(x, y) = HT(I_B)$ ;
5 for  $\forall Centros$  do
6   if  $(Centros \cap I_{Reg} = 1)$  then
7      $Marcador(x, y) = Centros(x, y)$ 
8   else
9      $\neg Centros(x, y)$ 
10  end
11 end

```

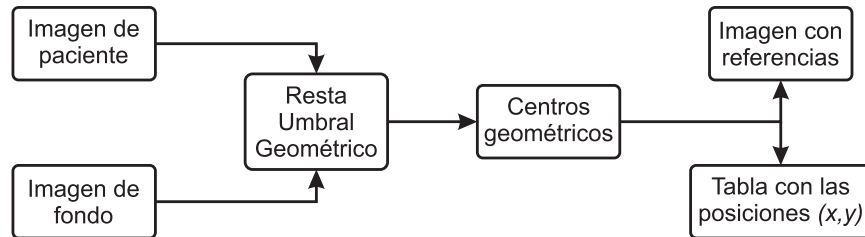


Figura 3.19: Diagrama de flujo del algoritmo 2.

Al combinar ambos métodos de identificación geométrica se crea un proceso de clasificación que asegura una correcta selección de los objetos de interés. La Figura 3.20 muestra las imágenes creadas durante el proceso de identificación para un análisis del plano sagital, donde la imagen I_{Kth} (Figura 3.20(a)) es el resultado de la resta; la imagen I_B (Figura 3.20(b)) contiene las regiones que aprobaron los parámetros de firma geométrica; la imagen I_{Rgn} (Figura 3.20(c)) muestra el gradiente externo de las regiones analizadas; la imagen I_C (Figura 3.20(d)) muestra la identificación de los cuatro marcadores. La Tabla 3.1 muestra las coordenadas del centro geométrico de cinco posibles círculos detectados mediante la HT, la dirección (x, y) debe ser la posición de un píxel blanco, indicado por el valor de *Index*, el cual debe estar dentro una región única y nunca pueden existir dos posiciones para una misma región. Las parejas (x, y) que no se encuentran dentro de una región son descartadas como el caso de la pareja $(54, 365)$ mostrado en Figura 3.20(b).

No.	x	y	r
1	114	666	7
2	93	500	4
3	54	365	5
4	88	332	4
5	114	129	4

Tabla 3.1: Coordenadas de los candidatos aprobados para la Figura 3.20.

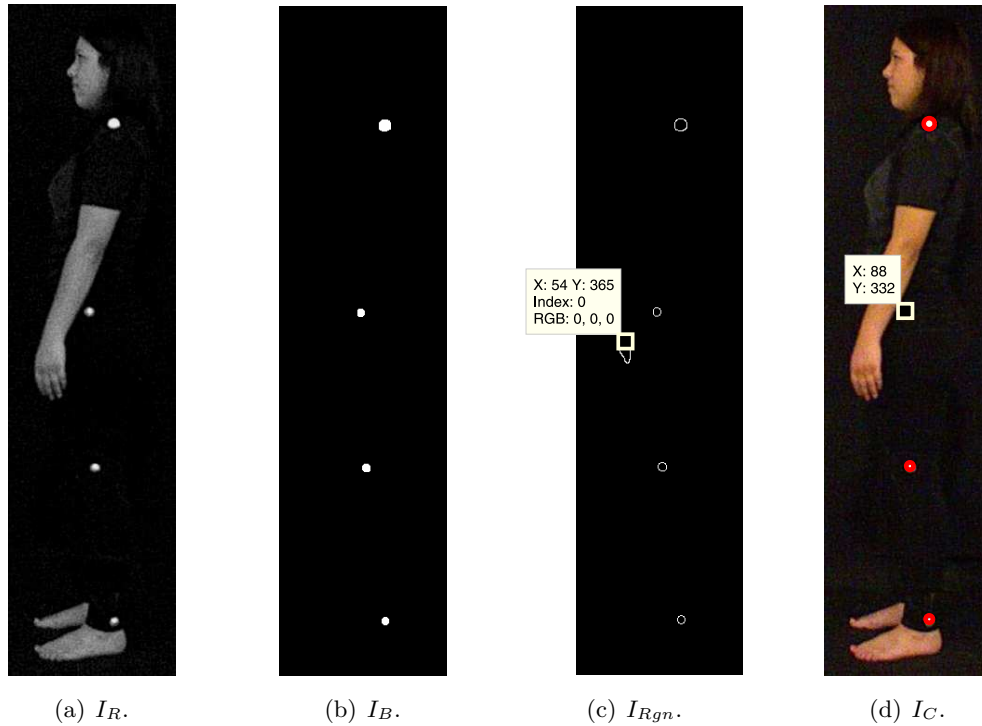


Figura 3.20: Imágenes creadas por el algoritmo 2.

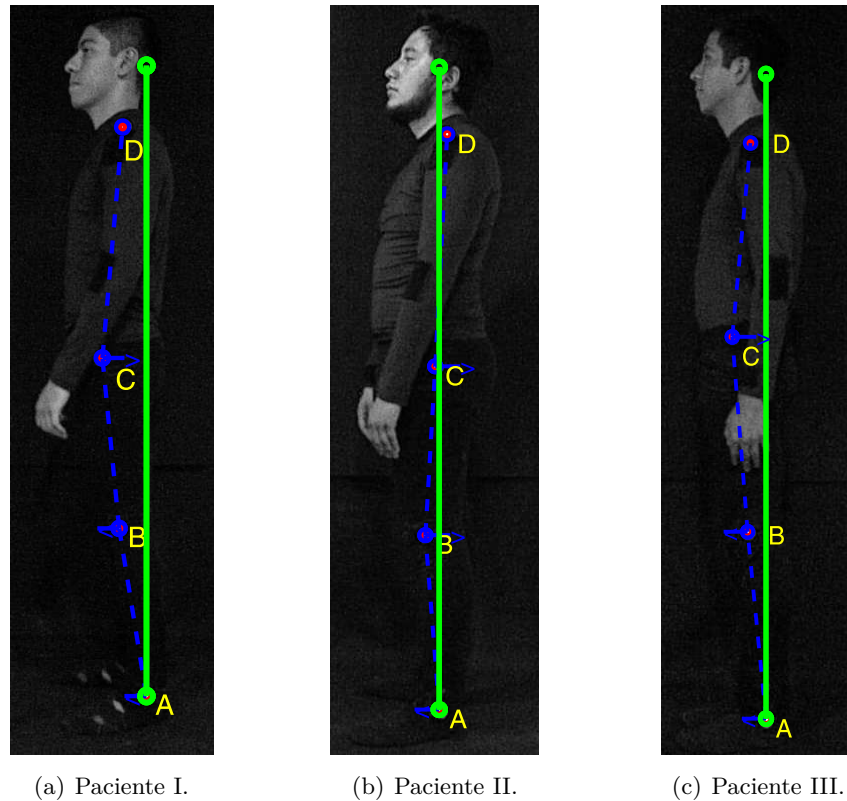
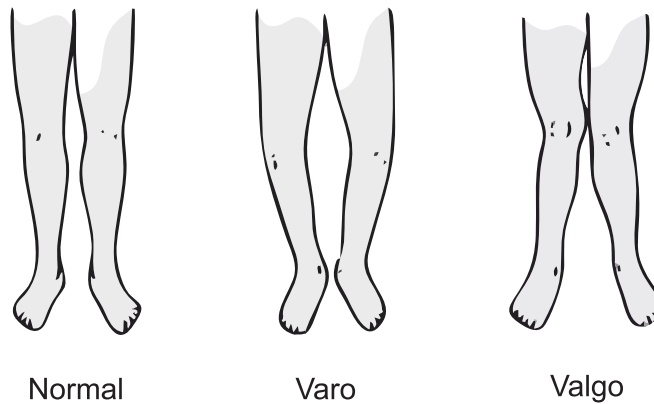


Figura 3.21: Identificación de marcadores desde el plano sagital.

La Figura 3.21 muestra los resultados del algoritmo para diferentes pacientes, en la imagen los marcadores se etiquetan con las letras A, B, C y D de manera ascendente iniciando con el tobillo y terminando en el hombro. La línea verde representa la línea de plomada sobre la cual se hacen las referencias de las articulaciones. Los marcadores se identifican como círculos azules y la línea punteada representa la distribución de las articulaciones a partir de los marcadores.

El análisis frontal se utiliza para detectar alteraciones posturales que afectan a las extremidades inferiores del cuerpo humano [8], las principales alteraciones se muestran en la Figura 3.22(a). Para realizar el análisis frontal los marcadores se colocan en cuatro regiones: parte media del pie (metatarsos), garganta del pie, rótula y cresta ilíaca. La Figura 3.22(b) muestra la ubicación exacta de los marcadores. Debido a que el número de marcadores aumenta y hay una pareja en alturas similares es necesario analizar la imagen en subimágenes mediante planos tomando el plano izquierdo, F_I y derecho, I_D como lo muestran las Figuras 3.22(c) y 3.22(d), respectivamente. La división se realiza a la mitad del ancho de la imagen, no es necesario que las imágenes generadas sean exactamente del mismo ancho, la intención de la división es aislar los marcadores de cada pierna. Con las imágenes de los planos es posible analizar y evaluar individualmente cada extremidad y al final comparar resultados para identificar las posibles patologías que afectan a las extremidades inferiores.



(a) Patologías que afectan a las extremidades inferiores.

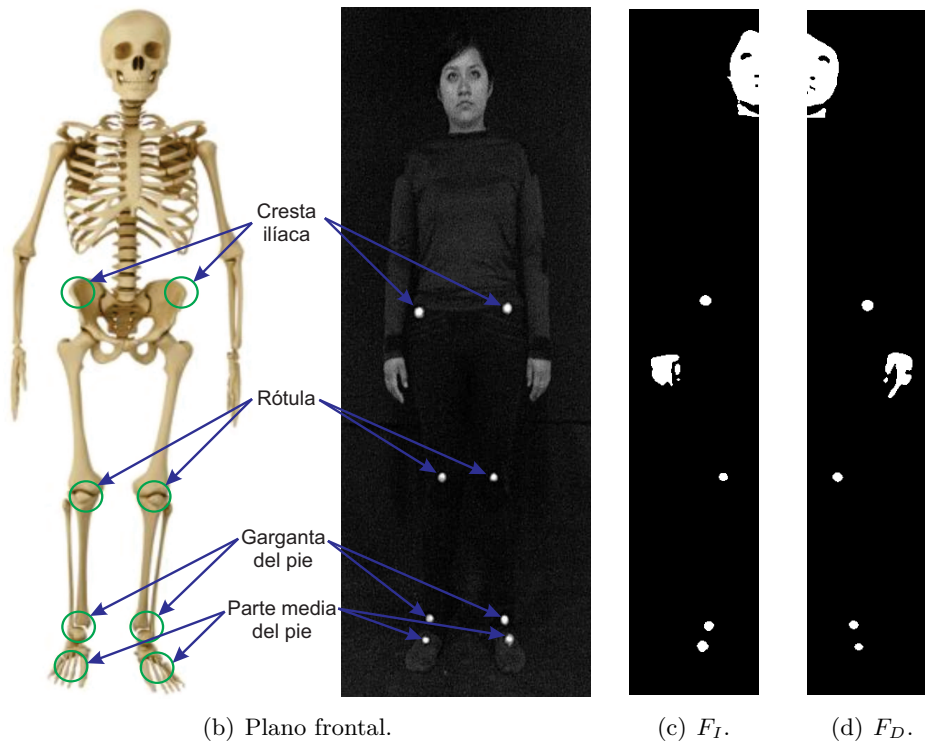


Figura 3.22: Evaluación postural frontal.

La patología de *rodillas en varo* se caracteriza por una inclinación hacia afuera de las piernas ocasionando que las rótulas se alejen y den una apariencia arqueada, mientras que las *rodillas en valgo* es la patología cuasinversa de las rodillas varas y se caracteriza por un acercamiento de las rótulas derivado por una inclinación interna de las piernas. La característica más común de esta enfermedad es una apariencia en forma de X tomada por las piernas [3, 5–7]. Al igual que en la evaluación postural sagital, se trazan líneas de referencia tomando como puntos de union los marcadores colocados, la postura correcta de las piernas se

caracteriza por una alineación vertical formando un ángulo de 90° desde los metatarsos hasta la rótula [6], mientras que el ángulo formado de la rótula hasta la cresta íliaca, conocido como *ángulo Q*, puede presentar un ángulo de 12° (con una desviación de $\pm 3^\circ$) en el caso de los hombres. Para los valores en la mujer el ángulo Q puede registrar valores de hasta 20° debido a la estructura ósea de la cadera [3, 5–7]. Tratar de realizar el análisis y evaluación de las extremidades inferiores a partir de la línea de plomada o la rejilla resulta bastante complicado pues las partes anatómicas de interés no se marcan y no es posible realizar una comparación acertada.

La Figura 3.23 muestra el resultado del análisis postural frontal realizado mediante procesamiento digital de imágenes. Al analizar una imagen con puntos de referencia específicos, el fisioterapeuta puede profundizar en el análisis y realizar de manera certera la evaluación postural. Sin embargo, hasta este punto la evaluación postural realizada bajo el algoritmo 2 aún está incompleta debido a que no hay resultados cuantitativos para poder referencia la severidad de las patologías. Ya que una parte del resultado generado por el algoritmo 2 son coordenadas es posible implementar la ecuación de la pendiente descrita por la ecuación (3.2) y posteriormente calcular el ángulo de esta mediante la ecuación (3.3). Aplicando ambas ecuaciones es posible calcular la posición angular en la que se encuentra un marcador con respecto de otro y a su vez el ángulo de las articulaciones analizadas.

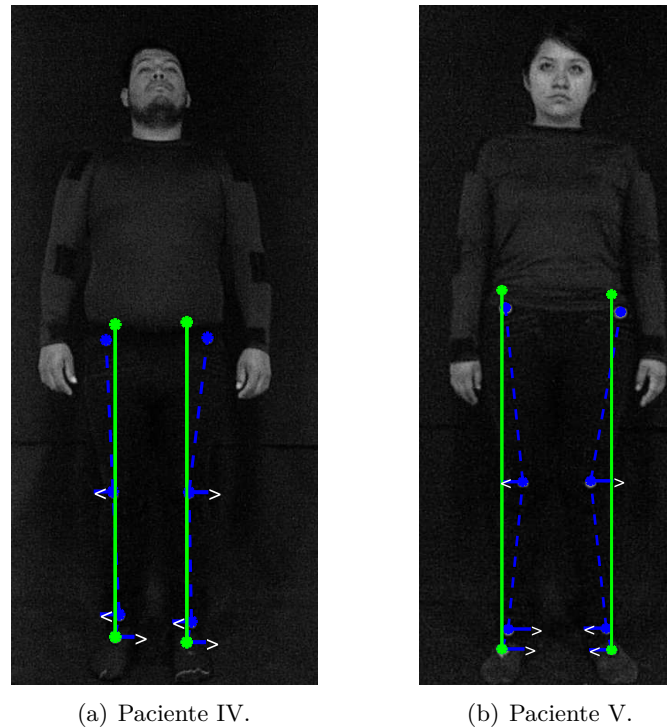


Figura 3.23: Identificación de marcadores desde el plano frontal.

$$m = \frac{y_2 - y_1}{x_2 - x_1}. \quad (3.2)$$

$$\theta = \arctan(m). \quad (3.3)$$

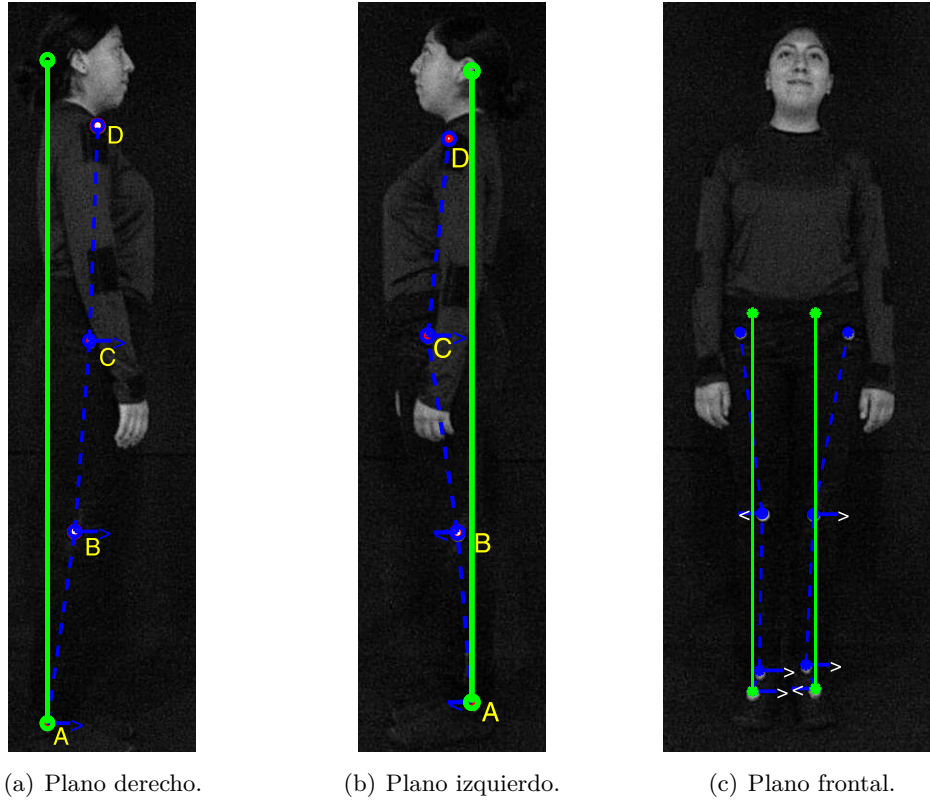


Figura 3.24: Imágenes con referencias para la valoración postural.

Sagital		Frontal	
Derecho	Izquierdo	Derecho	Izquierdo
82.22°	84.77°	73.07°	68.19°
84.95°	81.35°	88.61°	88.80°
87.00°	83.87°	83.13°	79.32°

Tabla 3.2: Resultados cuantitativos de la valoración postural.

Con los resultados de las posiciones angulares se mejora la información presentada en las imágenes de la evaluación postural. La Figura 3.24 muestra los resultados finales de la evaluación postural, la línea verde es la referencia donde deben situarse las articulaciones, la línea azul muestra la distribución real de los segmentos anatómicos de interés, la dirección de las flechas indica la dirección del ángulo de la articulación correspondiente. La Tabla 3.2 posee información sobre la posición angular a la que se encuentran las articulaciones, para el caso del análisis sagital, el ángulo de la rodilla se calcula a partir de la posición del tobillo y rodilla indicado

por la letra A y B respectivamente, los ángulos de la cadera y hombro utilizan la posición de los marcadores B, C y D. Para el caso del análisis frontal, la información de los puntos se toma con la relación: metatarsos-tobillo, tobillo-rótula y rótula-cadera. Los resultados presentados facilitan el proceso de diagnóstico pues la imagen del paciente sobre la cual se trazan las líneas de distribución y referencia evidencian de manera rápida alguna patología. El resultado de la Tabla 3.2 revela de manera cuantitativa la posición angular de la articulaciones afectadas.

3.4. Herramienta de valoración 3D

Como se ha comprobado, el uso de procesamiento digital de imágenes utilizando marcadores ubicados en el cuerpo humano tiene resultados positivos al realizar un análisis y evaluación biomecánico estático. Sin embargo, existen muy pocas situaciones en las que el cuerpo humano se mantiene estático, pues aunque sólo se mueva una extremidad la cadena cinemática que origina dicho movimiento depende por completo de todo el sistema músculo esquelético. El análisis biomecánico utilizando únicamente capturas de los planos sagital y frontal tiene limitaciones significativas al tratar de realizar un análisis de movimiento del cuerpo completo, ejemplo de esto es el análisis de la marcha humana.

Si se tratará de analizar la marcha humana utilizando los marcadores colocados de la manera en que este trabajo propone, el movimiento natural de los brazos bloquearía al marcador de la cadera ocasionando una pérdida de información de manera constante. Un análisis con falta de información genera un resultado incompleto o totalmente falso. El análisis de movimiento a partir de capturas en 2D es posible y es ampliamente utilizado pero se requieren varias cámaras realizando captura de manera simultánea [29], por cuestiones de tiempo y recursos tecnológicos no es posible utilizar dicha técnica de análisis en este trabajo de investigación. Una alternativa en el análisis de movimiento es el uso de marcadores artificiales [30] los cuales son colocados a partir de una estimación en los patrones de movimiento que se han de analizar. El sensor Kinect posee una herramienta de identificación de silueta humana llamada *Joint World Coordinates*, conocido por sus siglas JWC [24], que le permite identificar: pies, rodillas, centro de gravedad, hombros, pecho, brazos, manos y cabeza.

El uso de la herramienta JWC tiene un potencial enorme en aplicaciones de análisis biomecánico pues es capaz de identificar las principales articulaciones del cuerpo humano y realizar un seguimiento de estas dentro de un área de trabajo con dimensiones de 2 metros de alto, 2 metros de ancho y 4 metros de profundidad. La herramienta JWC requiere de un mapa de profundidad donde la silueta de la persona ha sido colocada con el objetivo de identificar los puntos anatómicos descritos.

El resultado de la herramienta son 20 coordenadas (x, y, z) correspondientes a los segmentos corporales mostrados en la Tabla 3.3. La Figura 3.25 muestra un Stickman dibujado a partir de los 20 puntos anatómicos detectados. El Stickman es dibujado en un espacio tridimensional,

por tal motivo si se desea conocer el ángulo formado por el tobillo y rodilla de la pierna derecha es necesario analizar los planos (x, y) y (x, z) .

No	Segmento	Central	Izquierda	Derecha
1	Cadera	✓	✓	✓
2	Espina dorsal	✓	–	–
3	Centro de hombros	✓	–	–
4	Cabeza	✓	–	–
5	Hombro	–	✓	✓
6	Codo	–	✓	✓
7	Muñeca	–	✓	✓
8	Mano	–	✓	✓
9	Rodilla	–	✓	✓
10	Tobillo	–	✓	✓
11	Punta del pie	–	✓	✓

Tabla 3.3: Segmentos corporales detectados mediante la herramienta JWC.

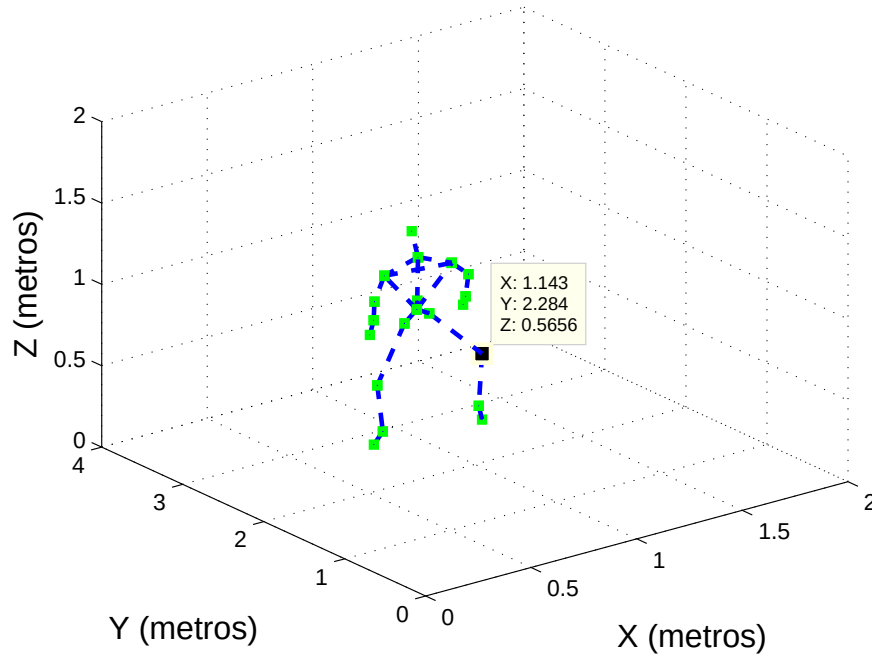


Figura 3.25: Stickman dibujado a partir de la herramienta JWC.

A continuación se muestra el desarrollo matemático para obtener los ángulos de las extremidades inferiores y el ángulo de inclinación del tronco, la Figura 3.26 muestra el diagrama de flujo a seguir para obtener los resultados cuantitativos. Para realizar el análisis se requieren las coordenadas de los elementos 1, 2, 3, 4, 9 y 10 de la Tabla 3.3. Iniciando con la pierna derecha, las variables Td_{1a} y Td_{2a} toman los valores de las coordenadas (x, z) y (x, y) respectivamente del tobillo derecho representado por $TobilloD$. De manera similar con las variables Rd_{1a} y Rd_{2a}

con respecto de *RodillaD*. Una vez realizada la clasificación se operan las variables mediante la ecuación de la pendiente y se obtienen las posiciones angulares de la rodilla con respecto del tobillo en los planos (x, z) y (x, y) . El mismo análisis se realiza para la pierna izquierda.

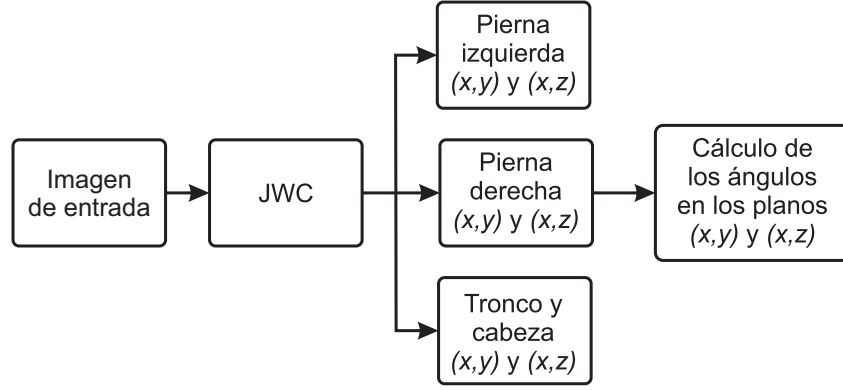


Figura 3.26: Diagrama de flujo para analizar los planos (x,y) y (x,z) del Stickman.

Análisis para la *pierna derecha*

$$\left. \begin{aligned} Td_{1a} &= TobilloD(x, z) \\ Rd_{1a} &= RodillaD(x, z) \\ \Delta x_{1a} &= Rd_{1ax} - Td_{1ax} \\ \Delta y_{1a} &= Rd_{1ay} - Td_{1ay} \\ \theta_{1a} &= \arctan\left(\frac{\Delta y_{1a}}{\Delta x_{1a}}\right) \end{aligned} \right\} \text{plano } [x,z]$$

$$\left. \begin{aligned} Td_{2a} &= TobilloD(x, y) \\ Rd_{2a} &= RodillaD(x, y) \\ \Delta x_{2a} &= Rd_{2ax} - Td_{2ax} \\ \Delta y_{2a} &= Rd_{2ay} - Td_{2ay} \\ \theta_{2a} &= \arctan\left(\frac{\Delta y_{2a}}{\Delta x_{2a}}\right) \end{aligned} \right\} \text{plano } [x,y]$$

Análisis para la *pierna izquierda*

$$\left. \begin{aligned} Ti_{1b} &= TobilloI(x, z) \\ Ri_{1b} &= RodillaI(x, z) \\ \Delta x_{1b} &= Ri_{1bx} - Ti_{1bx} \\ \Delta y_{1b} &= Ri_{1by} - Ti_{1by} \\ \theta_{1b} &= \arctan\left(\frac{\Delta y_{1b}}{\Delta x_{1b}}\right) \end{aligned} \right\} \text{plano } [x,z]$$

$$\left. \begin{aligned} Ti_{2b} &= TobilloI(x, y) \\ Ri_{2b} &= RodillaI(x, y) \\ \Delta x_{2b} &= Ri_{2bx} - Ti_{2bx} \\ \Delta y_{2b} &= Ri_{2by} - Ti_{2by} \\ \theta_{2b} &= \arctan\left(\frac{\Delta y_{2b}}{\Delta x_{2b}}\right) \end{aligned} \right\} \text{plano } [x,y]$$

El siguiente paso es obtener las relación angular entre ambas rodillas tomando como referencia la posición de la rodilla derecha. Las variables *Ed* y *Ei* toman los valores correspondientes a las rodillas derecha e izquierda para el análisis de los planos (x, z) y (x, y) .

$$\left. \begin{array}{l} Ed_{3a} = RodillaD(x, z) \\ Ei_{3a} = RodillaI(x, z) \\ \Delta x_{3a} = Ei_{3ax} - Ed_{3ax} \\ \Delta y_{3a} = Ei_{3ay} - Ed_{3ay} \\ \theta_{3a} = \arctan\left(\frac{\Delta y_{3a}}{\Delta x_{3a}}\right) \end{array} \right\} \text{plano [x,z]} \quad \left. \begin{array}{l} Ed_{3b} = RodillaD(x, y) \\ Ei_{3b} = RodillaI(x, y) \\ \Delta x_{3b} = Ri_{3bx} - Ti_{3bx} \\ \Delta y_{3b} = Ri_{3by} - Ti_{3by} \\ \theta_{3b} = \arctan\left(\frac{\Delta y_{3b}}{\Delta x_{3b}}\right) \end{array} \right\} \text{plano [x,y]}$$

La exploración de las extremidades inferiores continúa con el análisis del ángulo formado por la rodilla y la cadera. Este segmento representado por el muslo, contiene el hueso más largo (fémur) y una de las secciones musculares más potentes. Mecánicamente, esta sección es una palanca con el torque suficiente para impulsar al cuerpo humano y una alteración en su rango de movimiento disminuye la movilidad de una persona. Las variables Md y Mi recogen los valores de los puntos $CaderaD$ y $CaderaI$ respectivamente para realizar el análisis.

Análisis para el *muslo derecho*

$$\left. \begin{array}{l} Md_{4a} = CaderaD(x, z) \\ Rd_{4a} = RodillaD(x, z) \\ \Delta Mx_{4a} = Md_{4ax} - Rd_{4ax} \\ \Delta My_{4a} = Md_{4ay} - Rd_{4ay} \\ \theta_{4a} = \arctan\left(\frac{\Delta y_{4a}}{\Delta x_{4a}}\right) \end{array} \right\} \text{plano [x,z]} \quad \left. \begin{array}{l} Md_{4b} = CaderaD(x, y) \\ Rd_{4b} = RodillaD(x, y) \\ \Delta Mx_{4b} = Md_{4bx} - Rd_{4bx} \\ \Delta My_{4b} = Md_{4by} - Rd_{4by} \\ \theta_{4b} = \arctan\left(\frac{\Delta y_{4b}}{\Delta x_{4b}}\right) \end{array} \right\} \text{plano [x,y]}$$

Análisis para el *muslo izquierdo*

$$\left. \begin{array}{l} Mi_{5a} = CaderaI(x, z) \\ Ri_{5a} = RodillaI(x, z) \\ \Delta x_{5a} = Mi_{5ax} - Ri_{5ax} \\ \Delta y_{5a} = Mi_{5ay} - Ri_{5ay} \\ \theta_{5a} = \arctan\left(\frac{\Delta y_{5a}}{\Delta x_{5a}}\right) \end{array} \right\} \text{plano [x,z]} \quad \left. \begin{array}{l} Mi_{5b} = CaderaI(x, y) \\ Ri_{5b} = RodillaI(x, y) \\ \Delta x_{5b} = Mi_{5bx} - Ri_{5bx} \\ \Delta y_{5b} = Mi_{5by} - Ri_{5by} \\ \theta_{5b} = \arctan\left(\frac{\Delta y_{5b}}{\Delta x_{5b}}\right) \end{array} \right\} \text{plano [x,y]}$$

Para analizar la articulación de la cadera se utiliza un procedimiento similar al de las rodillas. En este análisis es posible detectar rotaciones de la cadera en los planos frontal y sagital del paciente.

$$\left. \begin{aligned} Cd_{6a} &= CaderaD(x, z) \\ Ci_{6a} &= CaderaI(x, z) \\ \Delta Cx_{6a} &= Ci_{6ax} - Cd_{6ax} \\ \Delta Cy_{6a} &= Ci_{6ay} - Cd_{6ay} \\ \theta_{6a} &= \arctan\left(\frac{\Delta y_{6a}}{\Delta x_{6a}}\right) \end{aligned} \right\} \text{plano [x,z]} \quad \left. \begin{aligned} Cd_{6b} &= CaderaD(x, y) \\ Ci_{6b} &= CaderaaI(x, y) \\ \Delta x_{6b} &= Ci_{6bx} - Cd_{6bx} \\ \Delta y_{6b} &= Ci_{6by} - Cd_{6by} \\ \theta_{6b} &= \arctan\left(\frac{\Delta y_{6b}}{\Delta x_{6b}}\right) \end{aligned} \right\} \text{plano [x,y]}$$

El análisis de inclinación del tronco requiere de los puntos anatómicos de referencia centro de masa del cuerpo humano, el punto medio longitudinal de la columna lumbar, la base del cuello entre las clavículas y el centro de masa del cráneo. Dichos puntos son representados por los elementos 1, 2, 3, 4 de la Tabla 3.3 y son obtenidos mediante la manipulación de las imágenes de profundidad utilizando la herramienta JWC.

$$\begin{aligned} C_{1a} &= CaderaC(x, z) \\ C_{2a} &= LumbarC(x, z) \\ C_{3a} &= CuelloC(x, z) \\ C_{4a} &= CabezaC(x, z) \end{aligned} \quad \Rightarrow \quad \begin{aligned} \Delta x_{1a} &= C_{2ax} - C_{1ax} \\ \Delta y_{1a} &= C_{2ay} - C_{1ay} \\ \Delta x_{2a} &= C_{3ax} - C_{2ax} \\ \Delta y_{2a} &= C_{3ay} - C_{2ay} \\ \Delta x_{3a} &= C_{4ax} - C_{3ax} \\ \Delta y_{3a} &= C_{4ay} - C_{3ay} \end{aligned} \left. \vphantom{\begin{aligned} \Delta x_{1a} \\ \Delta y_{1a} \\ \Delta x_{2a} \\ \Delta y_{2a} \\ \Delta x_{3a} \\ \Delta y_{3a} \end{aligned}} \right\} \text{plano [x,z]}$$

$$\theta_{na} = \arctan\left(\frac{\Delta y_n}{\Delta x_n}\right)$$

$$\begin{aligned} C_{1b} &= CaderaC(x, y) \\ C_{2b} &= LumbarC(x, y) \\ C_{3b} &= CuelloC(x, y) \\ C_{4b} &= CabezaC(x, y) \end{aligned} \quad \Rightarrow \quad \begin{aligned} \Delta x_{1b} &= C_{2bx} - C_{1bx} \\ \Delta y_{1b} &= C_{2by} - C_{1by} \\ \Delta x_{2b} &= C_{3bx} - C_{2bx} \\ \Delta y_{2b} &= C_{3by} - C_{2by} \\ \Delta x_{3b} &= C_{4bx} - C_{3bx} \\ \Delta y_{3b} &= C_{4by} - C_{3by} \end{aligned} \left. \vphantom{\begin{aligned} \Delta x_{1b} \\ \Delta y_{1b} \\ \Delta x_{2b} \\ \Delta y_{2b} \\ \Delta x_{3b} \\ \Delta y_{3b} \end{aligned}} \right\} \text{plano [x,y]}$$

$$\theta_{nb} = \arctan\left(\frac{\Delta y_n}{\Delta x_n}\right)$$

La Figura 3.27 muestra a un Stickman representando una fase de movimiento realizada por un paciente durante una terapia de rehabilitación. El uso de los datos de la herramienta JWC proporciona información tridimensional sobre la posición de las principales articulaciones del cuerpo sin la necesidad de utilizar otra cámara para generar una visión stereo similar a la utilizada por el ser humano [24, 25]. La forma de presentar las coordenadas (x, y, z) facilita su manejo para estimar el comportamiento dinámico que puede tener un paciente. Obtener

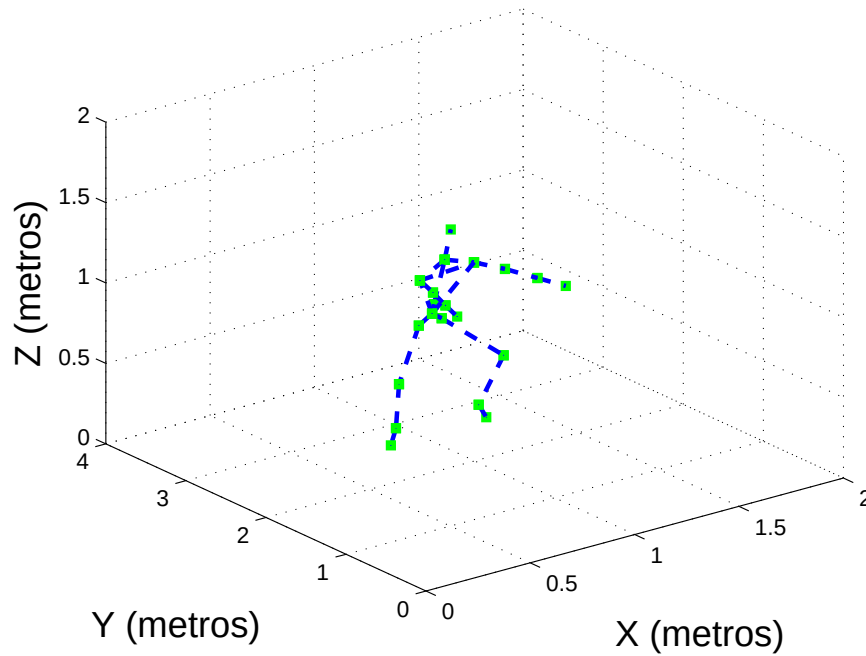


Figura 3.27: Stickman representando una fase de movimiento.

resultados similares bajo métodos en 2D requiere de mayores recursos tanto en hardware y software. La Tabla 3.4 muestra las medidas angulares obtenidas del mapa de profundidad donde aparece el Stickman de la Figura 3.27. Comparando los resultados del plano derecho e izquierdo se puede observar que el paciente posee debilidad en la pierna izquierda ya que esta presenta mediciones diferentes en comparación con la derecha ocasionando un desnivel a la altura de rodillas y cadera, el cual afecta incluso a la posición de la cabeza. Todo esto observado desde el plano (x, z) .

Plano	Plano derecho		Simétrico
	Pierna	Rodilla	Rodillas
(x, y)	75.6337	53.0166	4.3177
(x, z)	84.8212	50.4161	1.2021
Plano	Plano izquierdo		Simétrico
	Pierna	Rodilla	CaderaC
(x, y)	69.1157	48.6827	7.5438
(x, z)	79.5694	50.3118	1.1896
Plano	Torso		
	LumbarC	CuelloC	CabezaC
(x, y)	89.9429	89.3937	87.0118
(x, z)	89.8488	88.5227	78.5904

Tabla 3.4: Resultados cuantitativos de la valoración 3D.

Para obtener los mapas de profundidad el entorno donde se realizan las capturas debe ser

un entorno controlado evitando en todo lo posible la luz natural debido a las condiciones de operación del sensor infrarrojo. Otra limitación para utilizar las imágenes 3D proporcionadas por el Kinect es la constitución física de las personas analizadas pues el mapa de profundidad trabaja con superficies. En caso de que una persona padezca sobrepeso y se intente analizar sus movimientos utilizando la herramienta JWC, es posible que la información obtenida sea incompleta o con una cantidad considerable de errores.

Los datos obtenidos mediante el Kinect para un análisis estático son 6,5 mm en el eje x , 10,9 mm en el eje y , y 5,7 mm en el eje z [29]. Aún se desconoce con precisión el error que puede tener el dispositivo al capturar movimiento pero se estima que está al rededor de 16 mm. Por tal motivo el uso del Kinect como única herramienta para evaluar las capacidades motrices de los pacientes no es recomendable. Sin embargo, los métodos tradicionales existentes con los que se imparte terapia de rehabilitación tienden a convertirse en tediosos y repetitivos, tanto para el paciente como para el terapeuta y una vez que el paciente ha perdido el interés en la rutina de ejercicios deja de poner empeño en su ejecución, lo que reduce considerablemente el proceso de recuperación. Entonces qué ventaja ofrece el sensor Kinect si posee un porcentaje de error tan grande. La respuesta radica en el soporte visual que recibe el paciente mientras realiza los ejercicios ya que puede ver, con un desfase de pocos segundos, un Stickman que ejecuta los mismos movimientos que él. Este apoyo extra en el método de realizar la terapia de rehabilitación tiene un impacto positivo en la terapia pues el paciente se concentra por completo en la ejecución de sus movimientos debido a que él también evalúa su desempeño con la ayuda del soporte visual.

Capítulo 4

Experimentos y resultados

En el apartado 2, los modelos matemáticos de firma geométrica y Transformada de Hough, fueron descritos; en el apartado 3, se describieron detalladamente las estructuras de los algoritmos para realizar el análisis tanto en el plano 2D al igual que en 3D. En este apartado se describen los experimentos y resultados realizados en el Laboratorio de Postura de la Benemérita Universidad Autónoma de Puebla ubicado en el edificio 323F de la Facultad de Medicina.

4.1. Experimentos para análisis postural estático

El objetivo del algoritmo 2 es la identificación de los marcadores, para realizar dicha tarea el algoritmo combina dos técnicas de reconocimiento de patrones, donde la propiedad de interés es la similitud de los objetos con una circunferencia. Para facilitar el trabajo de ambas técnicas se realizaron ajustes a partir de los resultados de las pruebas descritas capítulo 3. Los ajustes incluyen: condiciones de iluminación, el fondo sobre el cual que capturan las imágenes y el atuendo utilizado por los pacientes. Con base en las mejoras realizadas, el último paso del sistema antes de hacer las prueba de comparación entre los resultados obtenidos por el sistema y los obtenidos utilizando métodos tradicionales consiste en el desarrollo de una interfaz de usuario para un fácil manejo de todo el sistema completo.

4.2. Especificaciones sobre el color del fondo utilizado

El área de captura se compone de una cortina en un tono oscuro. El objetivo de la cortina es tener una superficie uniforme que presente las mínimas variaciones ante diferentes condiciones de iluminación. Las sombras generadas por los marcadores y secciones corporales son el mayor problema al cual se enfrenta el procesamiento. Al utilizar el color oscuro, las sombras generadas por la iluminación son absorbidas por el fondo, solucionando de esta forma las variaciones de iluminación. El fondo oscuro facilita la creación de la imagen $I_{Sustraendo}$, sin embargo, si el sistema tuviera que movilizarse a otras instalaciones o existieran condiciones de iluminación con una constante variación sería necesario tener una imagen patrón para cada situación. Incluso si se realizará un cambio en la resolución de captura

sería necesario tener imágenes patrón para dichas situaciones también. El uso de tantas imágenes no es óptimo ni práctico pues se consume espacio de almacenamiento en el dispositivo y existirá confusión al elegir la imagen patrón que se adapte mejor a una situación en particular.

Para solucionar el problema de la imagen patrón se creó una imagen virtual a partir de la imagen $I_{Sustraendo}$ utilizando el modelo matemático descrito por la ecuación 4.1, donde I_f es una matriz con las mismas dimensiones que la imagen $I_{Minuendo}$, para asegurar que ambas imágenes sean de las mismas dimensiones y la operación de resta se efectúe correctamente. Los elementos que la conforman la nueva imagen de referencia tienen un valor de 1 asegurando un valor uniforme en toda la matriz, S_v es un factor multiplicativo que puede tomar valores de 1 a 40 en la escala de gris para crear a la imagen $Fondo_h$, la cual será una imagen la imagen de referencia de dimensiones $I_{Minuendo}$ conformada por elementos con el valor de S_v .

$$Fondo_h = I_f * S_v \quad (4.1)$$

De esta forma se asegura una imagen patrón ajustable a la mayoría de situaciones que se puedan presentar en la captura de la imagen $I_{Sustraendo}$. Una vez concluido la prueba, la imagen creada puede ser desechada para no ocupar espacio de almacenamiento. La Figura 4.1 muestra el proceso para crear la imagen $I_{Minuendo}$ a partir de la ecuación 4.1

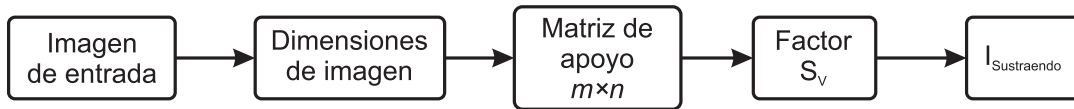


Figura 4.1: Diagrama de flujo para crear una imagen patrón de $I_{Sustraendo}$.

4.3. Especificaciones sobre el atuendo utilizado

Para realizar las pruebas los pacientes utilizan ropa ajustada en color oscuro, el atuendo se compone por una playera de manga larga y pantalones, ambos de lycra. Sin embargo, al utilizar ropa que deja al descubierto segmentos de piel, el proceso de segmentación se ve afectado pues el color de la piel no es uniforme y tiene una gran variación entre los individuos que pueden ser analizados. Por tal motivo, el paciente que va a ser analizado debe cubrir la mayor cantidad de piel con excepción de la cara. De no hacerlo, es posible que durante la segmentación se presenten regiones no deseadas.

El caso más común de dichas perturbaciones ocurre cuando el marcador es colocado en una región donde la persona presenta un tono de piel claro, esas regiones se presentan en los pies. La Figura 4.2 muestra la colocación de los marcadores en los metatarsos y tobillo para un paciente sin ropa oscura (Figura 4.2(a)) y con ropa (Figura 4.2(b)). Al incluir las variaciones en la iluminación, sombras y resolución de la cámara, es posible que al realizar la resta la piel que

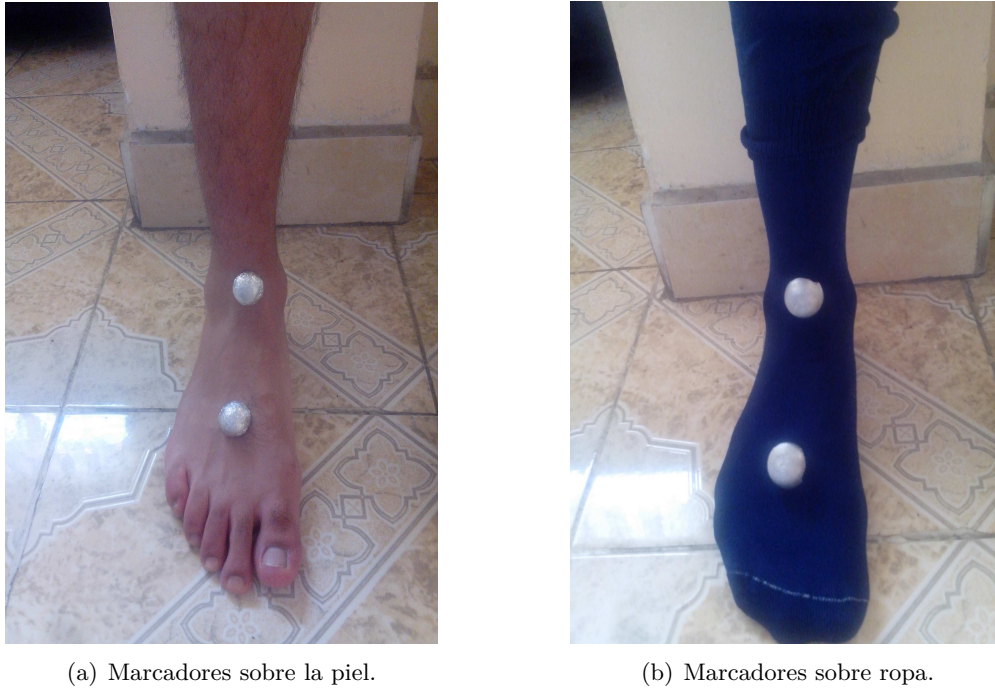


Figura 4.2: Uso de ropa oscura para la colocación de marcadores en el pie.

rodea al marcador posea un nivel de gris similar al marcador lo que altera la forma de dicha región y posteriormente, con las operaciones morfológicas, los marcadores ubicados en la zona del pie no aprobarán la inspección por firma geométrica. Por tal motivo, es necesario cubrir las regiones de los pies con calcetas en color oscuro para evitar todos los posibles problemas durante la segmentación.

4.3.1. Especificaciones para el análisis de la firma geométrica

El análisis de la firma geométrica mide un conjunto específico de propiedades de una región en una imagen binaria. Matlab[®] cuenta con la herramienta *regionprops* para calcular 40 aspectos relacionados con las características geométricas de una región. Sin embargo, se tiene una capacidad que excede los requisitos para el análisis realizado en este trabajo. Por tal motivo, se desarrolló un algoritmo que analiza únicamente los aspectos de área, perímetro y redondez, la Figura 4.3 muestra el diagrama de flujo para realizar el análisis de firma geométrica.

Para iniciar el análisis, es necesario etiquetar a todas las regiones presentes en la imagen, esto se lleva a cabo con la herramienta *bwlabel*, la cual asigna un número único para cada región. Una vez asignadas las etiquetas, es posible realizar el análisis individual para cualquier región. El área se calcula utilizando la ecuación 2.12, el perímetro se obtiene analizando el gradiente morfológico de la región con la ecuación 2.11 y la redondez se obtiene mediante la ecuación 2.13. Si la región aprueba los aspectos mencionados esta es almacenada en un acumulador de dimensiones idénticas a $I_{Minuendo}$, el acumulador es una matriz compuesta por ceros. El análisis de la firma

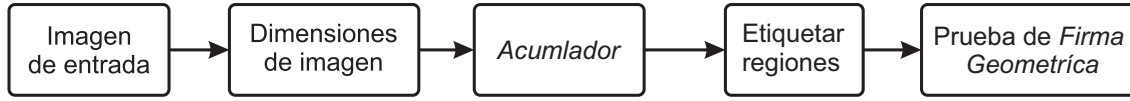


Figura 4.3: Diagrama de flujo para analizar la firma geométrica de las regiones presentes en una imagen.

geométrica no altera ningún aspecto de la región. El algoritmo 3 muestra los pasos ejecutados para realizar el análisis de la firma geométrica en una imagen binaria, donde K_A , K_P y K_R son los valores establecidos para los aspectos de área, perímetro y redondez respectivamente.

Algoritmo 3: Algoritmo para análisis de firma geométrica.

Entrada: I_B

Salida : $Acumulador_{FG}$

```

1  $[n \ m] = Dimension(I_B)$ ;
2  $Acumulador_{FG} = Zeros(m, n)$ ;
3  $Ne = etiquetas(I_B)$ ;
4 for 1  $a \ N_e$  do
5   if  $((A(N_e) \in K_A) \ \& \ (P(N_e) \in K_P) \ \& \ (R(N_e) \in K_R))$  then
6      $Acumulador_{FG} = Region(N_e)$ ;
7   end
8 end

```

4.3.2. Especificaciones para la implementación de HT

Matlab[®] cuenta con la herramienta *findcircles*, la cual implementa una variante de HT y es capaz de procesar imágenes de color, gris y binarias; incluyendo la posibilidad de seleccionar la búsqueda de dos tonos distintos de círculos: claros y oscuros. Sin embargo, la herramienta posee una arquitectura cerrada y no puede ser modificada. La aplicación que se ha dado a HT en este caso particular no requiere del análisis de imágenes a color, su uso triplica la cantidad de datos a procesar debido a los canales R , G y B . Incluso el manejo de imágenes en escala de gris resulta poco práctico debido a la resolución de las imágenes capturadas pues la HT analiza todos los píxeles que conforman la imagen. Debido a estos motivos, el uso de la herramienta *findcircles* resulta poco favorable ya que tiene recursos innecesarios que incrementan la cantidad de código que debe ser ejecutado por la computadora.

Por lo descrito anteriormente se diseñó una variante de HT que procesa únicamente imágenes binarias. El manejo de imágenes binarias, en este caso, resulta más sencillo en comparación con las imágenes a color o escala de gris. Trabajar con imágenes binarias reduce la cantidad de información y las operaciones para procesarlas. El manejo de bordes binarios aumenta la

eficiencia de HT, siendo el gradiente morfológico y el filtro *Canny* [31] herramientas efectivas para la detección de bordes como se mostró en la Figura 3.20(c).

4.4. Trazado de líneas de referencia

De acuerdo con el modelo postural, el cuerpo debe mantener las curvas naturales provistas por la columna vertebral y la estructura anatómica de las extremidades inferiores. La línea de gravedad [7] debe correr verticalmente sobre las articulaciones del tobillo, rodilla, cadera, hombro al igual que sobre el centro de gravedad (CG) y el conducto auditivo externo (CAE). La estructura de los segmentos corporales que constituyen la postura erguida pueden ser analizados bajo el criterio de una cadena cinemática abierta. En el caso de la postura erguida, el elemento fijo ha sido asignado a la articulación del tobillo pues a partir de ella se desprende el resto de los segmentos corporales. Otros puntos que pueden ser tomados como referencia son el CG y el CAE. A pesar de que el CG es el centro del cuerpo su posición depende de la posición de las piernas por tal motivo, en este caso, no puede ser tomado como punto de referencia. Para el caso del CAE, el cráneo, donde se localiza, es el elemento final de la cadena cinemática y al igual que el CG su posición depende de otros segmentos.

Lo anterior sirve para especificar el orden de las etiquetas A, B, C y D asignadas a los marcadores identificados sobre la silueta del paciente. La línea de referencia verde inicia en la articulación A y termina 20 píxeles por arriba de la articulación D. La dirección del ángulo perteneciente a un segmento corporal se representada por flechas ($\leftarrow$, $\rightarrow$) y dependiendo el tipo de análisis realizado, frontal o sagital, las flechas indican si el cuerpo está adelantado o retraso. La dirección se determina a partir del signo (+/-) resultante en ΔX , el signo resultante de ΔY siempre es positivo ya que el valor de Y_{n+1} siempre es mayor a Y_n . El modelo postural tiene una tolerancia de $\pm 1^\circ$ para toda la distribución del cuerpo y no así para cada elemento. Una vez realizados los ajustes y especificaciones en el sistema es posible realizar las pruebas para los ejercicios propuestos.

4.5. Análisis de los ejercicios propuestos

La estructura principal del algoritmo de identificación desarrollado se basa en el análisis individual de imágenes. Para analizar a un pacientes, se graban dos tipos de videos: de 10 imágenes para análisis estático y 150 para análisis dinámico utilizando un formato de captura de 30 imágenes por segundo. Ya que el análisis fisioterapéutico y las terapias de rehabilitación no incluyen movimientos veloces, el intervalo de 30 imágenes por segundo es el adecuado para realizar análisis de movimiento.

4.5.1. Análisis de postura estática

Como se ha descrito anteriormente, el análisis de la postura erguida estática es uno de los aspectos básicos en el estudio del sistema locomotor humano. La forma en que una

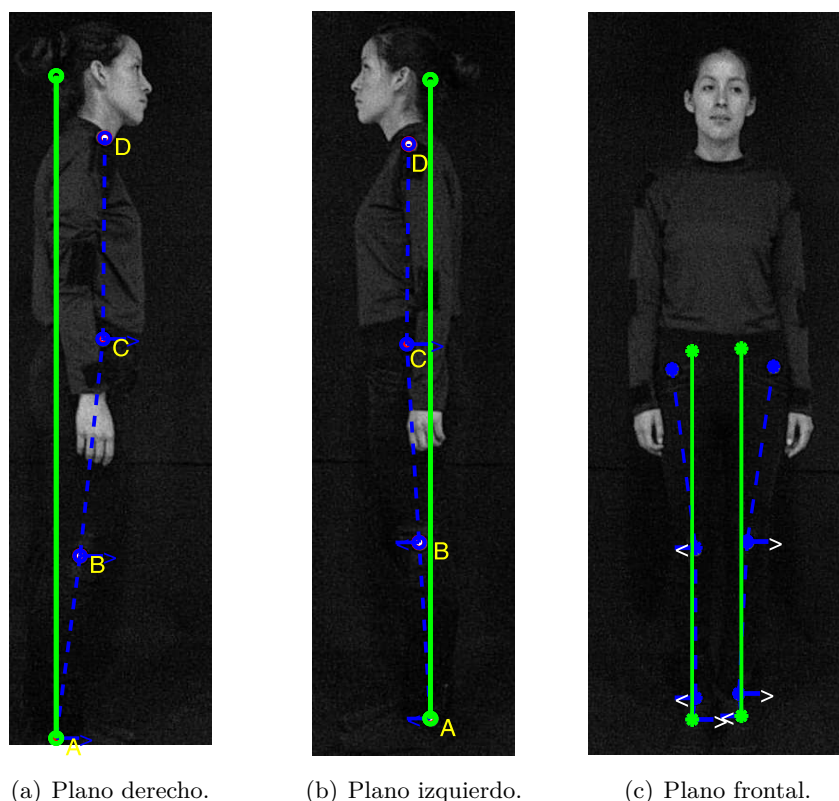


Figura 4.4: Análisis postural completo.

persona se yergue determina de qué manera utilizará sus recursos motrices al caminar o realizar un ejercicio. Para realizar el análisis se toman los planos sagital, frontal y posterior, este último no es abordado en este trabajo debido a limitaciones en el tiempo de investigación. La Figura 4.4 muestra un análisis postural de un paciente desde los planos sagital y frontal.

El análisis sagital debe incluir los lados izquierdo y derecho del paciente ya que el cuerpo humano es capaz de realizar ajustes de compensación para cada sección corporal, lo que ocasiona distintas posiciones para segmentos musculares complementarios. Estas alteraciones se hacen evidentes en el ángulo de flexión en las piernas al estar erguido o rotaciones en el tronco a partir de la distribución de las articulaciones en la cadera, lo cual afecta también la alineación en los hombros. El análisis frontal, en este caso particular, se ocupa de la inspección de patologías referentes a las extremidades inferiores del cuerpo humano, tales como: rodillas en varo, valgo, rotación de cadera, rotación de pies y contractura de músculos. A través de los resultados generados por el sistema es posible dar un seguimiento cronológico a la evolución de una terapia de rehabilitación o realizar un análisis estadístico sobre una población de pacientes para detectar las principales alteraciones posturales que padece dicho grupo. La Figura 4.5 muestra un análisis sagital para 12 voluntarios, las gráficas revelan las variaciones que puede presentar un paciente en los planos izquierdo y derecho.

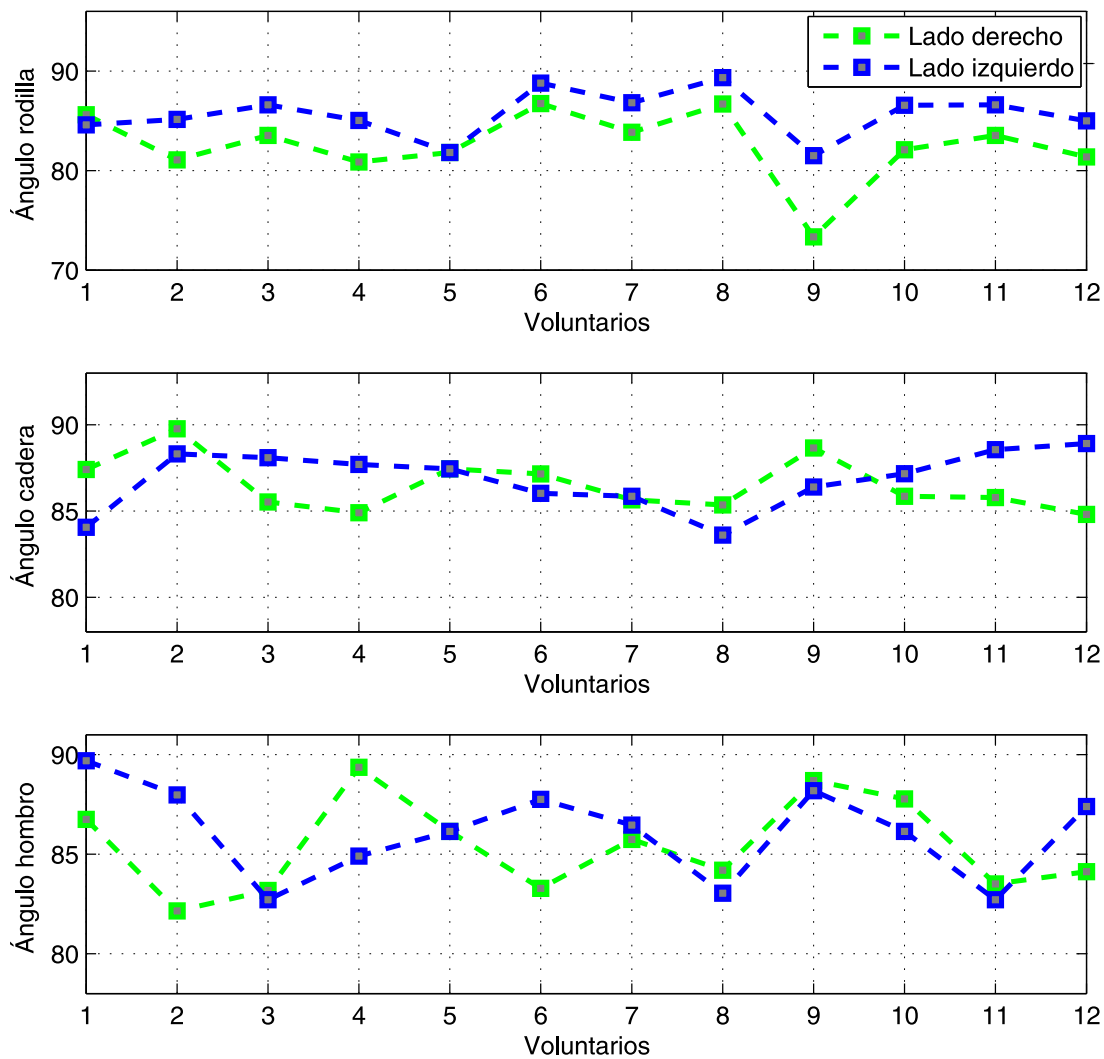


Figura 4.5: Análisis postural sagital para 12 voluntarios.

4.5.2. Curl de bíceps

El curl de bíceps es un ejercicio diseñado para activar dicho músculo, el cual controla la flexión del antebrazo al igual que el giro de la muñeca. En fisioterapia el curl de bíceps funciona como prueba de fuerza y terapia de rehabilitación. Para ejecutarlo, el paciente toma asiento en un banco con respaldo recto para apoyar por completo la espalda y aislar los músculos del abdomen aumentando de esta forma el esfuerzo que el bíceps debe realizar. Una vez sentado, el paciente toma una pesa que cuelga de manera vertical sujeta por la mano en pronación [3, 5], este es el inicio del ejercicio. La Figura 4.6 muestra la ejecución del curl de bíceps y los puntos de referencia para el análisis biomecánico.

Desde la posición de inicio el paciente debe flexionar el antebrazo realizando un movimiento

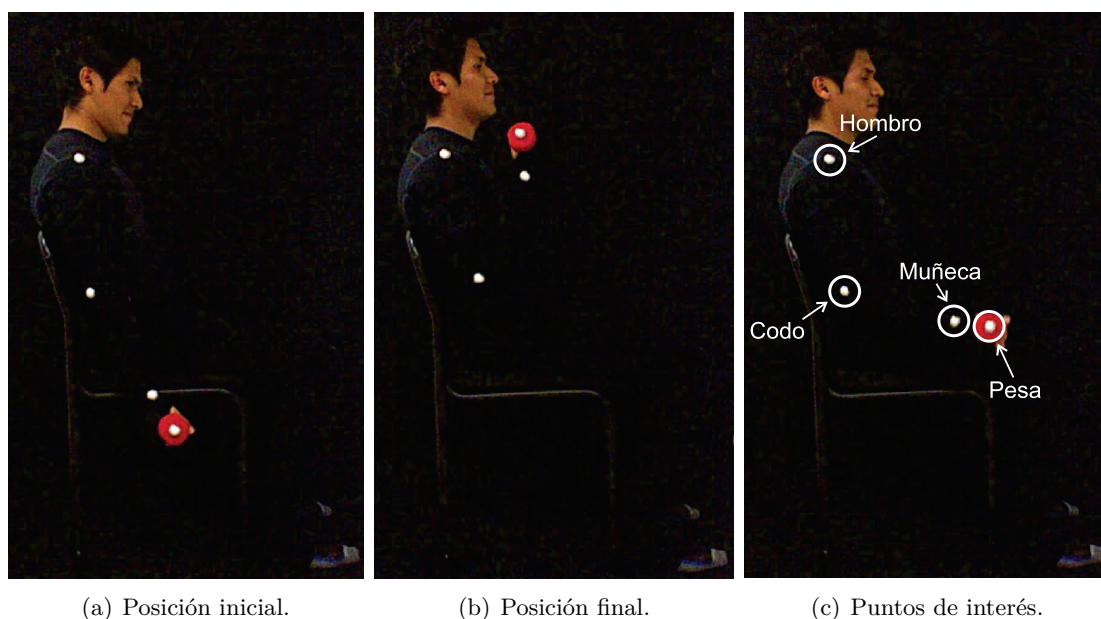


Figura 4.6: Curl de bícep.

de aducción mediante una contracción del bícep. El movimiento concluye cuando el paciente lleva la pesa a la posición vertical más alta que le permiten los límites físicos del bícep y la articulación del codo. La posición final ideal se alcanza cuando la pesa se encuentra a la misma altura del hombro, el paciente debe evitar realizar inclinaciones de balanceo en los hombros para levantar el peso y siempre debe mantener una tensión constante en los músculos estabilizadores de la muñeca y el antebrazo para evitar que la mano realice movimientos de aducción o abducción evitando de esta forma una lesión. Desde el plano sagital existen cuatro puntos anatómicos de referencia para analizar la eficiencia con la que se realiza el curl de bícep. Estos puntos son: hombro (acromio), codo (epicóndilo lateral), muñeca (apófisis estiloides del radio) y el centro de la pesa [7].

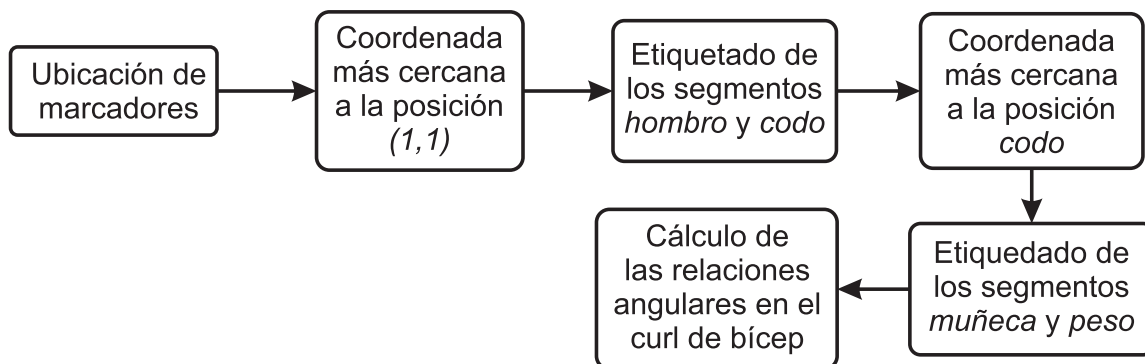


Figura 4.7: Diagrama de flujo para analizar el curl de bícep.

La Figura 4.7 muestra las etapas a seguir para etiquetar y evaluar correctamente el ejercicio curl de bíceps. El hombro es el punto de referencia para analizar el curl de bíceps, el sistema termina con la pesa sujeta por la mano, el ejercicio se considera una cadena cinemática abierta. El ángulo formado por el hombro y el codo debe formar un ángulo recto; el ángulo formado por el codo y la pesa forma un ángulo obtuso con un rango de 0° hasta 170° , donde no debe existir inclinación entre los puntos de muñeca y pesa [5].

El algoritmo 4 muestra el procedimiento para relacionar los marcadores detectados con su posición correspondiente en el brazo. La entrada al algoritmo es el vector C_t el cual contiene las coordenadas (x, y) de los centros de los marcadores. Para identificar los puntos P_1 (hombro) y P_2 (codo) se asigna un punto de referencia P_i . A partir de P_i se implementa el teorema de Pitágoras con respecto de las posiciones $C_t(1)$ y $C_t(2)$. La magnitud mínima del vector C_1 corresponde a la la posición más cercana a P_i y es asignada a P_1 mientras que la restante es asignada a P_2 . De manera similar P_3 y P_4 son identificados bajo el mismo método pero utilizando P_2 como referencia y C_2 como acumulador. Una vez realizada la identificación se utiliza la ecuación 3.3 para calcular los desplazamientos angulares de los segmentos marcados.

Algoritmo 4: Algoritmo de identificación para curl de bíceps.

Entrada: C_t
Salida : P_1, P_2, P_3, P_4

```

1  $P_i = (1, 1);$ 
2 for  $n = 1 : 2$  do
3    $\Delta_x = P_n(x) - P_i(x);$ 
4    $\Delta_y = P_n(y) - P_i(y);$ 
5    $C_1 = \sqrt{\Delta_x^2 + \Delta_y^2}$ 
6 end
7  $P_1 = \min(C_1);$ 
8  $P_2 = \max(C_1);$ 
9 for  $n = 3 : 4$  do
10   $\Delta_x = P_n(x) - P_2(x);$ 
11   $\Delta_y = P_n(y) - P_2(y);$ 
12   $C_2 = \sqrt{\Delta_x^2 + \Delta_y^2}$ 
13 end
14  $P_3 = \min(C_2);$ 
15  $P_4 = \max(C_2);$ 
16 for  $n = 1 : 4$  do
17   $m = \frac{P_n(x) - P_{n+1}(x)}{P_n(y) - P_{n+1}(y)};$ 
18   $\theta = \arctan(m);$ 
19 end
```

La Figura 4.8 muestra el resultado de la implementación del algoritmo 4, donde las etiquetas A, B, C y D corresponden a los puntos anatómicos hombro, codo, muñeca y la pesa sujeta

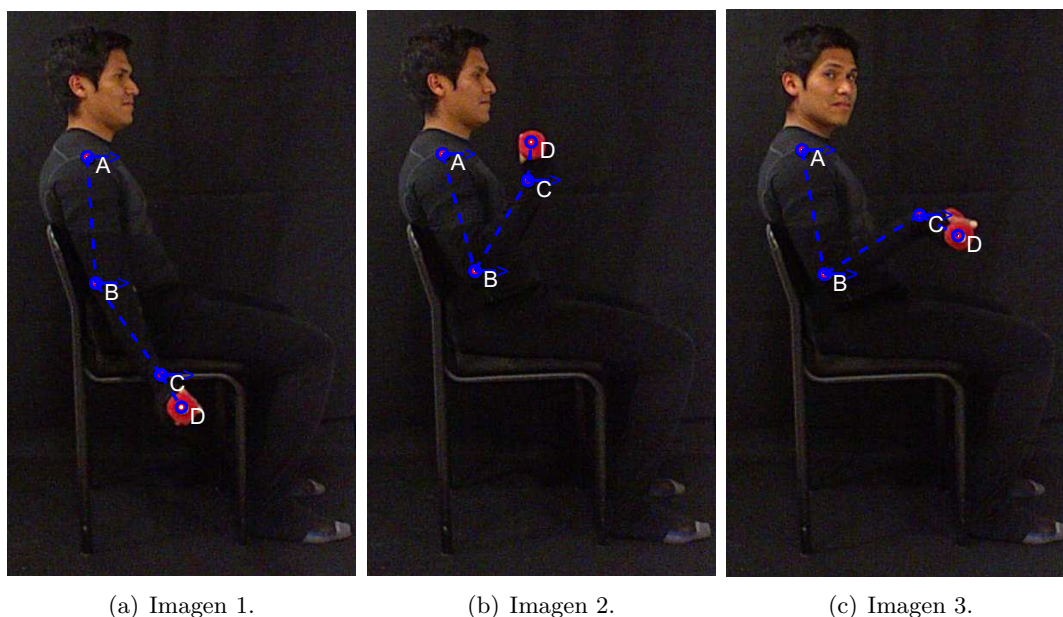


Figura 4.8: Identificación de los marcadores para curl de bícep.

por el paciente. Con los segmentos identificados es posible realizar la medición de los ángulos descritos por los segmentos corporales durante las fases de ejecución del curl de bícep. La Tabla 4.1 muestra los resultados cuantitativos para las imágenes mostradas en la Figura 4.8, utilizando la información de ambas fuentes el fisioterapeuta tiene la oportunidad de valorar la calidad de movimiento que realiza el paciente e identificar la fase del movimiento donde el paciente presenta una alteración.

Ángulo	Imagen 1	Imagen 2	Imagen 3
<i>Hombro – Codo</i>	88.84°	44.68°	43.09°
<i>Codo – Muñeca</i>	74.49°	59.67°	86.18°
<i>Muñeca – Peso</i>	79.38°	31.49°	28.52°

Tabla 4.1: Resultados cuantitativos de la valoración de curl de bícep.

4.5.3. Sentadilla libre

El ejercicio de sentadilla libre está diseñado para fortalecer la musculatura de las extremidades inferiores del cuerpo humano, principalmente los cuádriceps y glúteos. La ejecución del ejercicio se inicia con una postura erguida por parte del paciente, los pies abiertos a la altura de los hombros y una ligera flexión en rodillas. La siguiente fase consiste en la flexión por parte de los muslos generando un descenso de todo el tronco, durante el descenso es importante que el tronco y la cabeza se mantengan alineados con la mínima inclinación. El descenso se detiene hasta que los muslos quedan paralelos al piso, durante esta fase las rodillas no rebasan la punta de los pies con el fin de no generar tensión en los tobillos. Por otra parte, las rodillas deben

mantenerse alineadas con la garganta del pie para mantener el equilibrio durante todo el movimiento. El ejercicio finaliza cuando el paciente regresa desde la posición final de sentadilla a la postura erguida. La Figura 4.9 muestra las fases del ejercicio desde el plano frontal y sagital.

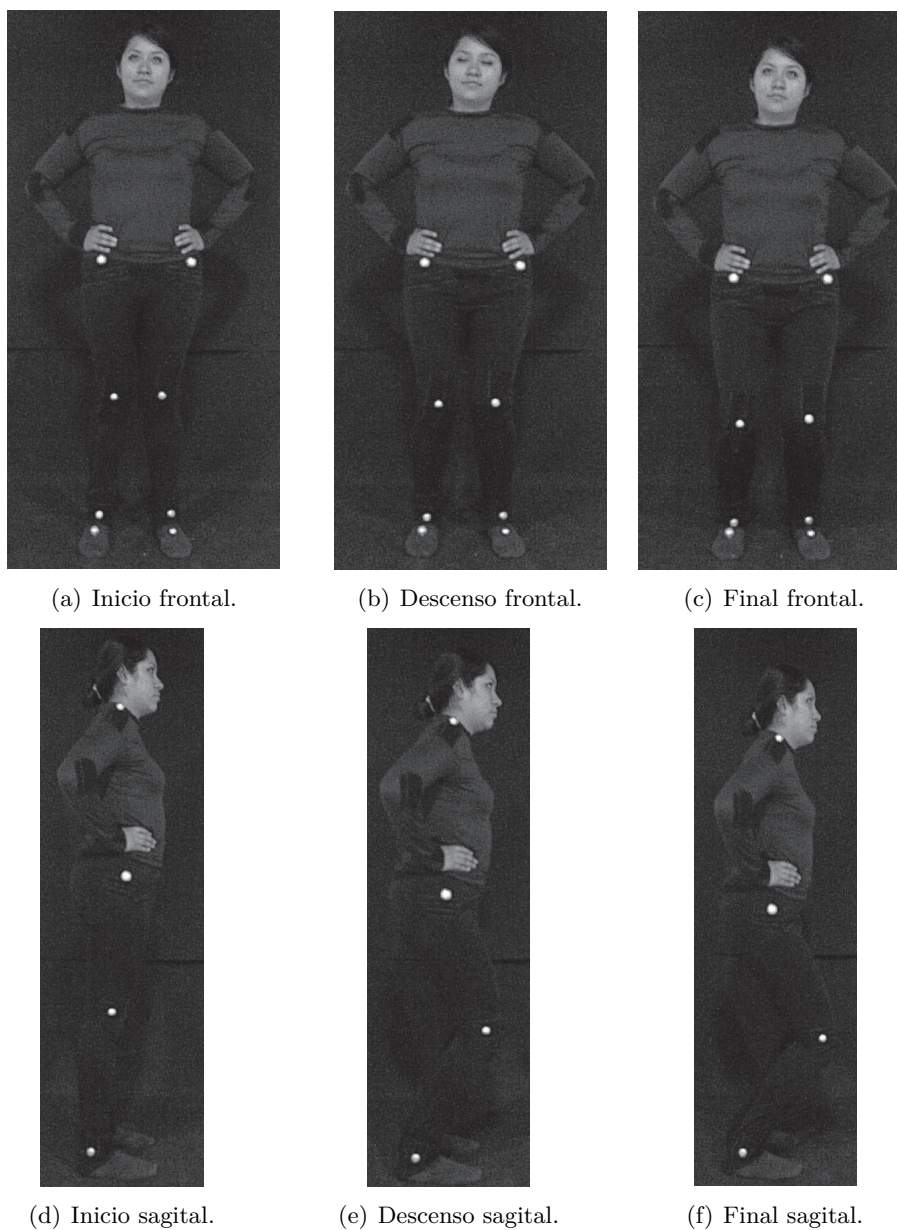


Figura 4.9: Vista frontal y sagital de la sentadilla libre.

En fisioterapia se utiliza una variante de la sentadilla libre conocida como *sentadilla 1/4* en la que los pacientes sólo utilizan una cuarta parte del rango de movimiento generado por la articulación de la rodilla. Este ejercicio está diseñado para pacientes que sufrieron una fractura, cirugía o se encuentran en rehabilitación. A medida que el paciente va recuperando fuerza el fisioterapeuta ordena una avance gradual en el rango de ejecución de la sentadilla libre.

Para abordar el análisis de la sentadillas libre se utiliza el algoritmo 2, ya que las fases de la sentadilla no varían demasiado de la postura erguida no es necesario realizar ajustes en el algoritmo. La ventaja de utilizar el análisis de movimiento mediante el sistema desarrollado radica en la posibilidad de analizar detalladamente puntos clave en el cuerpo humano durante las fases de movimiento y poder obtener resultados cuantitativos para evaluar la calidad del ejercicio efectuado. La Figura 4.10 muestra el resultado de las análisis de tres imágenes para la sentadillas desde el plano frontal, la Tabla 4.2 contiene los resultados cuantitativos para las tres imágenes mostradas en la Figura 4.10.

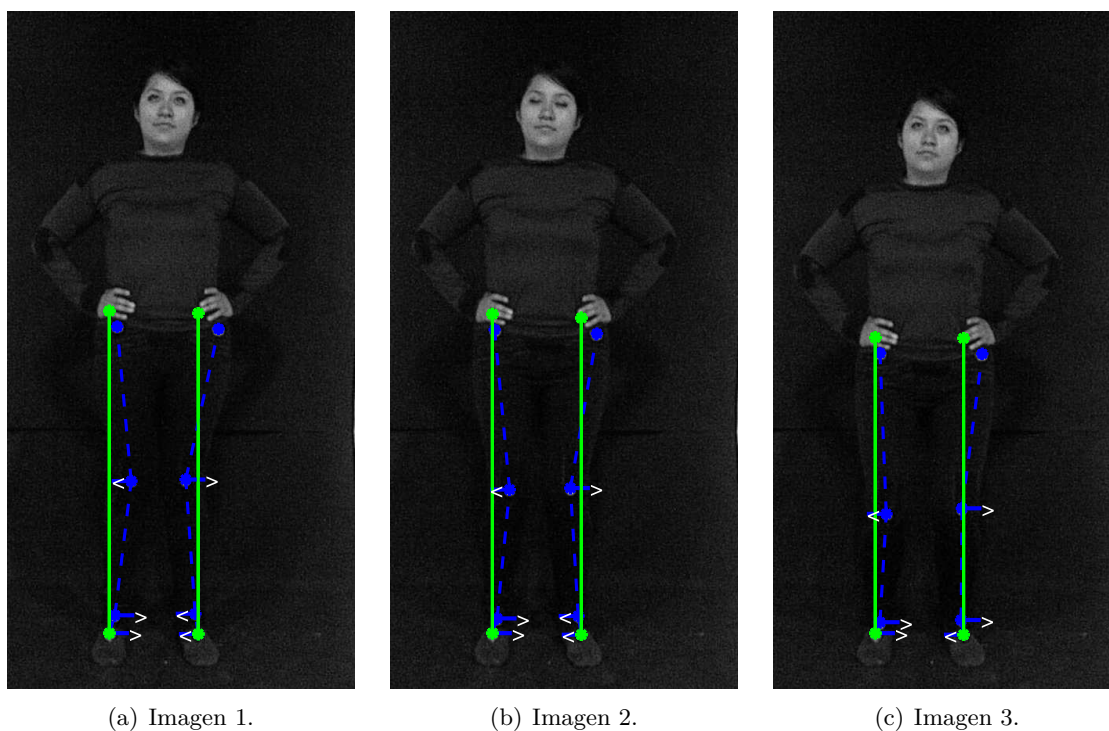


Figura 4.10: Vista frontal de la sentadilla libre.

Segmento	Imagen 1		Imagen 2		Imagen 3	
	Derecho	Izquierdo	Derecho	Izquierdo	Derecho	Izquierdo
Tobillo	73.07°	81.25°	72.47°	80.53°	66.88°	81.02°
Rodilla	83.03°	86.00°	84.46°	85.51°	86.70°	89.59°
Cadera	84.80°	77.72°	84.70°	80.25°	87.77°	82.51°

Tabla 4.2: Resultados cuantitativos de la valoración postural frontal.

Gráficamente se puede observar que el paciente tiene un problema de rodillas en valgo, lo cual se confirma con los resultados cuantitativos del ángulo formando por el pie (metatarsos) y tobillo que inician en un valor de 73.07° (Figura 4.10(a)), siguiendo a un valor de 72.47°

(Figura 4.10(b)) y culminando con un valor de 66.88° (Figura 4.10(c)) lo que se traduce en un problema de aducción por parte del tobillo derecho.

La Figura 4.11 muestra el resultado del análisis de tres imágenes para la sentadillas desde el plano sagital derecho, la Tabla 4.3 muestra los resultados cuantitativos de las imágenes mostradas en la Figura 4.11. Durante todo el ejercicio el paciente debe mantener erguida la columna vertebral debido a que esta está diseñada para cargar el peso del tronco mediante la compresión de los discos intervertebrales, de no hacerlo se crean esfuerzos cortantes sobre toda la columna, los cuales favorecen a la aparición de hernias discales.

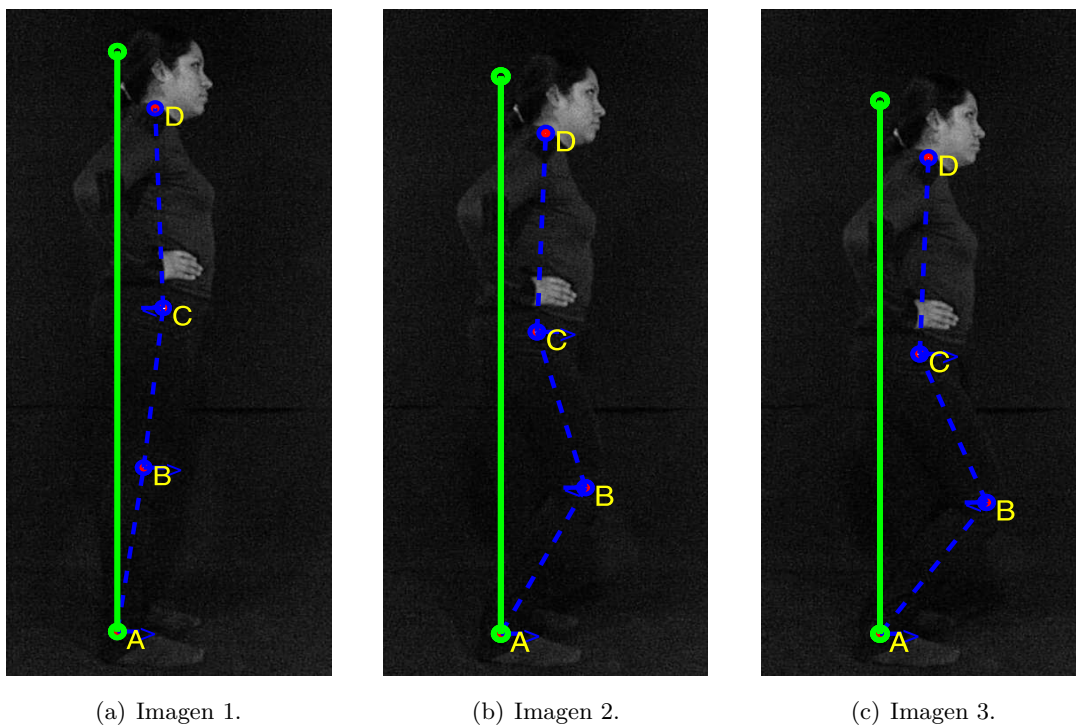


Figura 4.11: Vista sagital de la sentadilla libre.

Segmento	Imagen 1	Imagen 2	Imagen 3
Tobillo	73.40°	64.30°	54.89°
Rodilla	87.38°	76.72°	68.35°
Cadera	88.59°	88.13°	87.41°

Tabla 4.3: Resultados cuantitativos de la valoración postural sagital.

4.5.4. Herramienta JWC para evaluación motriz

El uso de terapias de rehabilitación se divide en contacto y supervisada, en la rehabilitación por contacto el fisioterapeuta ayuda al paciente a realizar los ejercicios. A medida que el paciente se recupera el fisioterapeuta puede asignar una rehabilitación supervisada en la cual el paciente realiza los ejercicios con sus capacidades sin ayuda de nadie pero bajo la supervisión del fisioterapeuta [3, 6, 15]. Sin embargo, la mayoría de los pacientes que realizan terapia supervisada tienden a realizar mal los ejercicios a medida que esta se torna repetitiva, perdiendo el interés y abandonando el tratamiento ocasionando que los malestares regresen.

El sistema desarrollado cuenta con una alternativa para realizar terapia supervisada sin equipo de rehabilitación (bandas elásticas, pelotas, pesas, etc.). El paciente realiza ejercicios mientras la herramienta JWC crea un Stickman virtual que imita los movimientos del paciente, el Stickman es mostrado en una pantalla al paciente durante la sesión de terapia con el objetivo de que este se sienta motivado y capte su atención en animación gráfica con el objetivo de mantener concentrado al paciente en la ejecución correcta de los ejercicios, la Figura 4.12 muestra un Stickman.

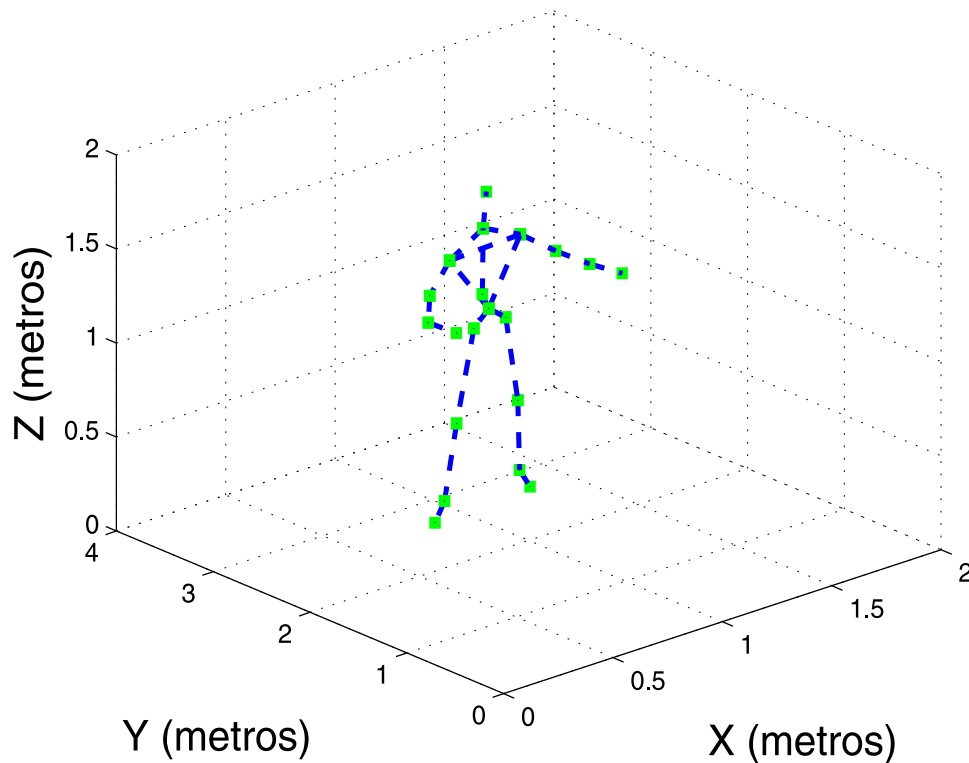


Figura 4.12: Vista frontal del Stickman.

Ya que el Stickman es una representación tridimensional de puntos con coordenadas (x, y, z) , es posible realizar mediciones angulares de estos, la Tabla 4.4 muestra las mediciones angulares

de diferentes segmentos corporales representados en la Figura 4.12. Los ángulos *CaderaD* y *CaderaI* son calculado a partir de la relación tobillo-rodilla y el ángulo *Rodillas* a partir de la relación de ambas rodillas en (x, y) y (x, z) ; los ángulos *CaderaD* y *CaderaI* se calculan a partir de la relación rodilla-cadera y el ángulo *Cadera* de manera similar a *Rodillas*. El ángulo *Columna* se calcula de la relación cadera-columna vertebral, el ángulo *CentroH* se calcula de la relación columna vertebral-centro de hombros y el ángulo *Cabeza* se calcula a partir de la relación centro de hombros-cabeza. Todos los puntos anatómicos son tomados de la Tabla 3.3.

Ángulo	<i>RodillaD</i>	<i>RodillaI</i>	<i>Rodillas</i>
(x, y)	81.65°	85.07°	2.33°
(x, z)	4.31°	59.97°	2.03°
Ángulo	<i>CaderaD</i>	<i>CaderaI</i>	<i>Cadera</i>
(x, y)	81.78°	82.16°	0.07°
(x, z)	17.10°	18.24°	3.89°
Ángulo	<i>Columna</i>	<i>CentroH</i>	<i>Cabeza</i>
(x, y)	84.54°	88.97°	88.46°

Tabla 4.4: Resultados cuantitativos obtenidos del análisis 3D.

El uso de la herramienta JWC resulta práctico pero presenta complicaciones al identificar segmentos corporales que se mueven de manera rápida (pies y manos), el receptor IR se ve seriamente afectado por entornos donde la iluminación no se encuentra controlada. Dichos factores afectan considerablemente a la obtención de resultados.

4.6. Interfaz para el análisis de postura

Se diseñó una interfaz gráfica para la adquisición y procesamiento de imágenes enfocado al análisis postural en tres casos específicos: postura erguida, sentadilla libre y curl de bícep. La interfaz se desarrolló en el entorno GUI (por sus siglas en inglés Graphical User Interface) obtiene imágenes desde el Kinect y contiene los algoritmos necesarios para cumplir con la tarea asignada. Para un funcionamiento óptimo del algoritmo en 2D la computadora donde se ejecuta la interfaz requiere de al menos 128 mb de memoria gráfica dedicada debido a la gran demanda que implica adquirir, procesar y mostrar en la interfaz con el mínimo desfase en tiempo las imágenes requeridas durante la prueba. El análisis 3D mediante el Stickman requiere de al menos 256 mb de memoria dedicada pues se trabaja simultáneamente con las imágenes de la cámara RGB y las generadas por la cámara de profundidad.

La interfaz mostrada en la Figura 4.13 es utilizada para el análisis postural, está diseñada para capturar vídeo y trabajar individualmente con cada imagen que conforma dicho vídeo. La ventana (1) es utilizada para previsualizar la escena capturada, la ventana (2) se utiliza para operaciones y mostrar imágenes referentes al plano sagital, mientras que la ventana (3) realiza funciones similares para el plano frontal. El grupo de botones (4) permite capturar un vídeo

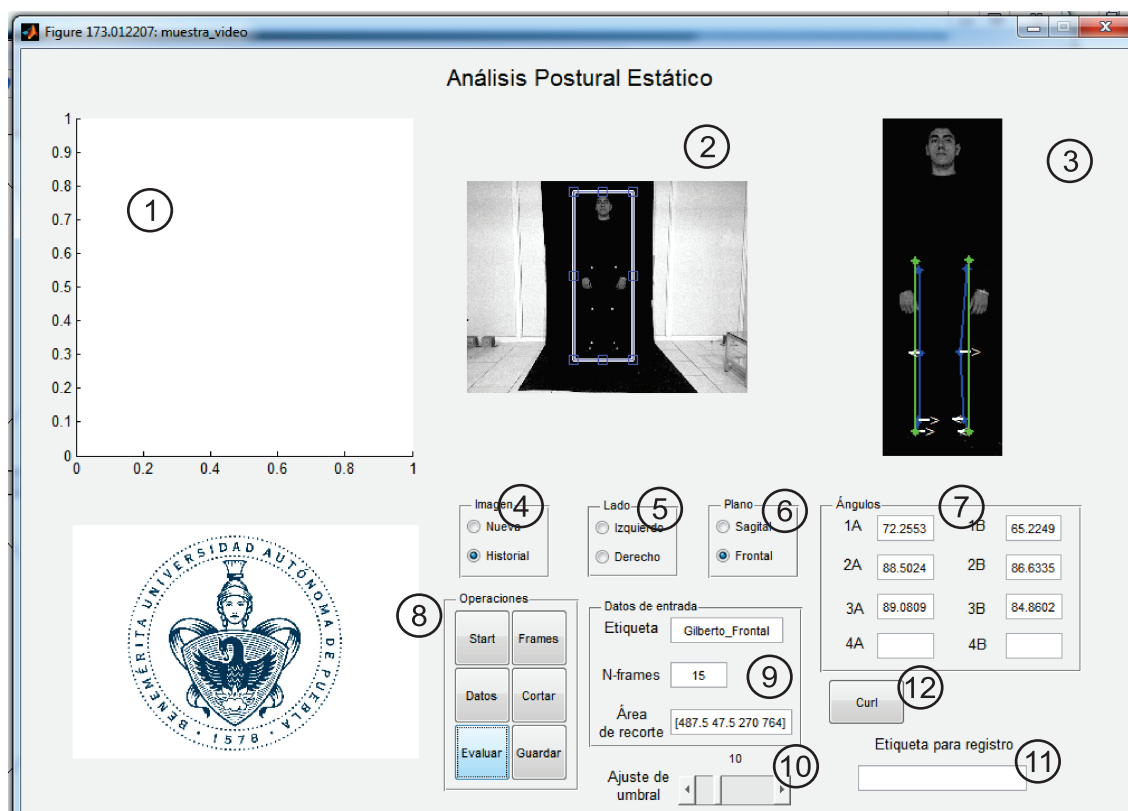


Figura 4.13: Interfaz para análisis postural estático.

nuevo o acceder al historial de archivos; los botones (5) seleccionan el lado del plano sagital que se ha de capturar o analizar; los botones (6) habilitan el plano (frontal o sagital) que se desea capturar o analizar. Los resultados del análisis postural se muestran en el grupo de registros (7) utilizando la columna A para el plano derecho y la columna B para el plano izquierdo. El grupo de botones (8) es utilizado para adquirir un vídeo, convertir vídeo a imágenes, acceder al historial de archivos, recortar un área de interés, ejecutar el algoritmo de análisis postural y guardar los resultados de este. El botón *curl* (12) efectúa el análisis para curl de bícep.

El bloque (9) se compone de tres registros, los cuales permiten crear un vídeo con una etiqueta específica al igual que la cantidad de frames que lo conformarán. El registro asignado al área de recorte recibe las coordenadas del área de interés a procesar en la imagen seleccionada. Este bloque trabaja en conjunto con los bloques (4), (5), (6), (8) y (12) de la siguiente forma: cuando el botón de *Nuevo* está activado se escribe en el registro *etiqueta* el nombre del archivo a crear, indicando la cantidad de frames a utilizar incluyendo el *Plano* con el que se ha de trabajar; si es el plano frontal, la interfaz agrega la palabra *frontal* al nombre del archivo (si en el registro de etiqueta se escribe *jonas* el resultado será *jonas_frontal*); si se desea trabajar con el plano sagital el bloque (5) permite seleccionar los lados izquierdo o derecho agregando dichas palabras al nombre del archivo.

El slider (10) es utilizado para crear una imagen de fondo homogéneo, el uso de este reduce el tiempo para capturar un fondo nuevo en cada sesión o eliminar una imagen que sea utilizada como patrón ya que el slider es capaz de crear una imagen con las mismas dimensiones que la imagen del paciente pero con el propósito de crear una imagen $I_{Sustraendo}$ totalmente homogénea. Esta adaptación permite operar una imagen con 40 diferentes niveles de gris evitando la necesidad de repetir la captura de imágenes facilitando de esta forma el trabajo realizado por el algoritmo y a su vez agilizando la obtención de resultados. El sistema es capaz de procesar efectivamente imágenes capturadas con los distintos formatos que posee el dispositivo Kinect al igual que imágenes capturas desde otros dispositivos tales como: celulares o cámaras web. La Figura 4.14 muestra el resultado del análisis de una imagen capturada con la cámara de un celular con una resolución de 5 MP.

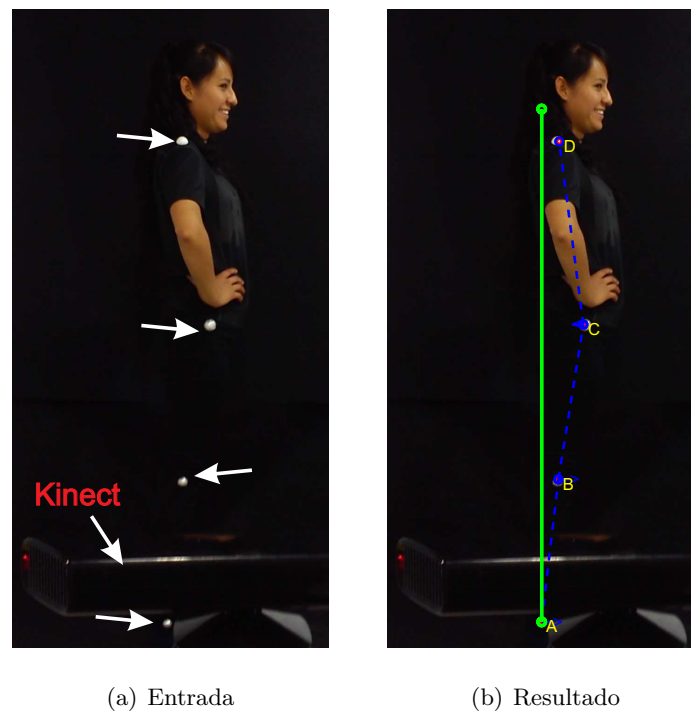


Figura 4.14: Análisis de imágenes capturadas desde un teléfono celular.

Finalmente en el registro (11) se asigna una etiqueta para guardar los resultados de la valoración obtenida mediante la interfaz. Desplegar los resultados de la herramienta JWC en la interfaz tiene una gran demanda de recursos gráficos, de no cubrir los requisitos mínimos solicitados por el sistema de visión artificial el despliegue del Stickman tiene un desfase considerable.

Capítulo 5

Análisis de resultados finales

La última parte del trabajo de investigación consiste en la comparación los resultados obtenidos por el sistema de visión artificial desarrollado contra los obtenidos por el personal de fisioterapia utilizando métodos tradicionales de análisis. El propósito es detectar la variación entre los resultados de ambos métodos, el impacto que tiene el sistema en el área de fisioterapia y la forma en que puede complementar los diagnósticos.

5.1. Comparación de resultados

El algoritmo de identificación se desarrolló con el apoyo del personal de fisioterapia del Laboratorio de Postura. Debido a que el área de la salud es sumamente compleja, el sistema no debe limitarse a la medición electrónica o a la generación de resultados sin antes haber pasado la etapa de revisión por parte de personal especializado en el área. Una vez revisados dichos resultados es necesaria una interpretación de los mismos pues los datos cuantitativos y los gráficos por si solos no es información suficiente para generar un diagnóstico y carece de utilidad sin la debida explicación del especialista que realizó la prueba.

5.1.1. Validación para valoración postural estática

La valoración postural estática se realiza con el propósito de hallar alteraciones que afectan a un paciente de acuerdo al modelo postural. La técnica utilizada por los fisioterapeutas para realizar las pruebas de valoración consiste en el análisis de la silueta del paciente por medio de la cuadrícula. El paciente se coloca detrás de la herramienta y el fisioterapeuta analiza los planos sagital, anterior y posterior, tomando también el factor de la planta del pie para detectar anomalías en la región plantar. La Figura 5.1 muestra los aspectos analizados en la valoración postural completa utilizando la rejilla. El algoritmo de identificación desarrollado trabaja sobre los planos sagital y anterior únicamente, el plano posterior involucra una gran cantidad de puntos de referencia a revisar y en este caso particular no es estudiado.

Los resultados obtenidos de acuerdo al criterio del fisioterapia son: en la Figura 5.1(a) existe un adelanto de cuerpo con respecto al eje de referencia (cuadrícula), flexión de rodilla, adelan-

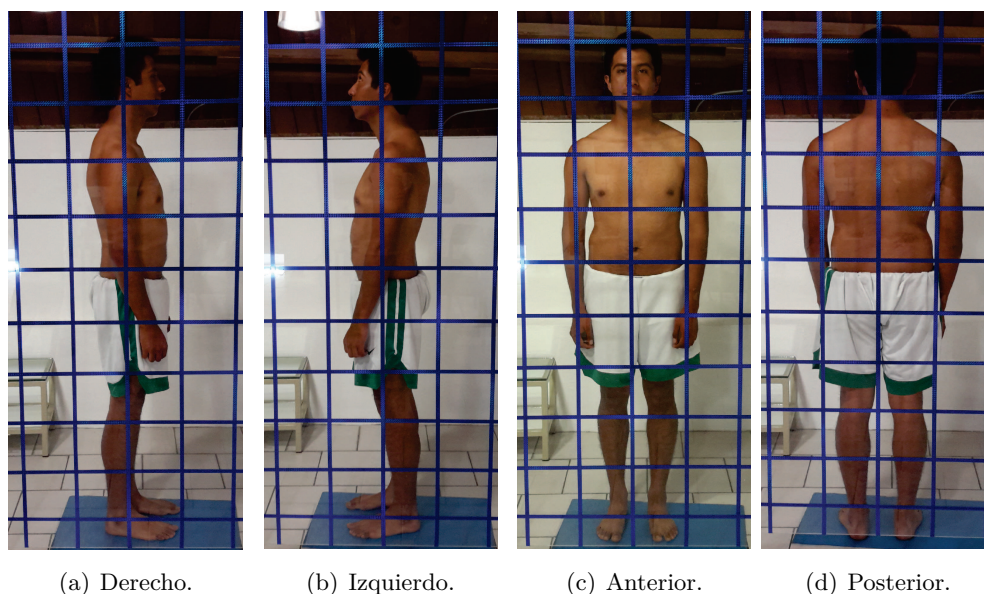


Figura 5.1: Valoración postural utilizando la rejilla en paciente masculino.

tamiento de cabeza, hombros adelantados y ligera basculación anterior de pelvis; de acuerdo a la Figura 5.1(b) adelantamiento de cabeza, hombros adelantados, hiperlordosis lumbar, basculación anterior de pelvis; de acuerdo a las Figuras 5.1(c) y Figura 5.1(d) no se presentan alteraciones, la Figura 5.2 muestra una región plantar sin anomalías. Una vez realizado el análisis con la rejilla, el resultado del análisis con el sistema de visión debe ser similar al ya obtenido o complementar la información que ya se posee.



Figura 5.2: Análisis de la región plantar en paciente masculino.

La Figura 5.3 muestra el resultado del análisis postural utilizando el sistema de visión,

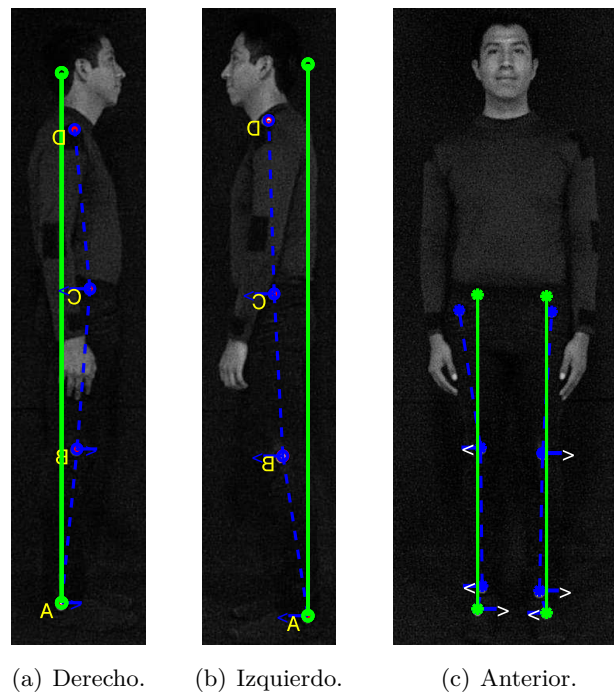


Figura 5.3: Valoración postural utilizando el sistema de visión artificial en paciente masculino.

la Tabla 5.1 muestra los resultados cuantitativos del análisis. La interpretación de los datos (Figura 5.3(a)) es un adelantamiento del segmento $A-B$ y flexión de rodillas, con respecto a los segmentos $A-B-C$ adelantamiento de pelvis, con respecto a $A-D$ adelantamiento de cuerpo y cabeza con respecto al eje (línea verde). Con respecto al punto $A-B-C$ (Figura 5.3(b)) adelantamiento de pelvis, respecto a los segmentos $B-C-D$, basculación de pelvis anterior y hiperlordosis lumbar, moderado adelantamiento de cabeza. Respecto a los marcadores de la cadera (Figura 5.3(c)) la pelvis, en su sección derecha, está elevada. Este último resultado es un aporte del sistema de visión pues crea un punto de referencia para analizar los segmentos que de otra forma no podrían ser estudiados a menos que se cuente con radiografías.

Segmento	Sagital		Anterior	
	Derecho	Izquierdo	Derecho	Izquierdo
Tobillo	84.28°	80.86°	78.69°	72.47°
Rodilla	85.38°	86.00°	89.36°	88.72°
Cadera	84.49°	88.14°	81.15°	86.28°

Tabla 5.1: Resultados cuantitativos de la valoración postural para un paciente masculino.

El análisis frontal permite comparar las diferencias en el ángulo Q existente entre un hombre y una mujer. La Figura 5.4 muestra el análisis postural para un paciente femenino. Respecto a la Figura 5.4(a) existe un adelantamiento de cuerpo, hiperlordosis lumbar y basculación pélvica

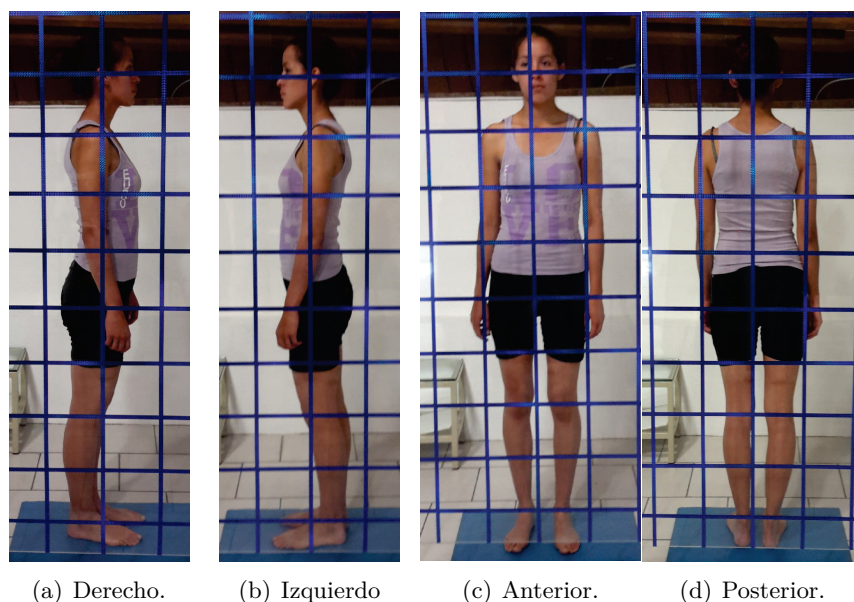


Figura 5.4: Pruebas para la valoración postural utilizando la rejilla en paciente femenino.

anterior; respecto a la Figura 5.4(b) adelantamiento de cabeza y de cuerpo, basculación anterior de pelvis; de acuerdo a la Figura 5.1(c) y Figura 5.1(d) no se presentan alteraciones; la región plantar, mostrada en la Figura 5.5, no presenta anomalías.



Figura 5.5: Análisis de la región plantar en paciente femenino.

La Figura 5.6 muestra el resultado del análisis postural utilizando el sistema de visión, la Tabla 5.2 muestra los resultados cuantitativos del análisis. La Figura 5.6(a) muestra respecto al segmento $A-B$ flexión de rodilla; con respecto a los segmentos $A-B-C$, basculación anterior y adelantamiento de pelvis; el segmento $C-D$, se mantiene paralelo al eje (línea verde) pero se encuentran adelantado en el plano izquierdo y derecho. En la Figura 5.6(b) el segmento $B-C$

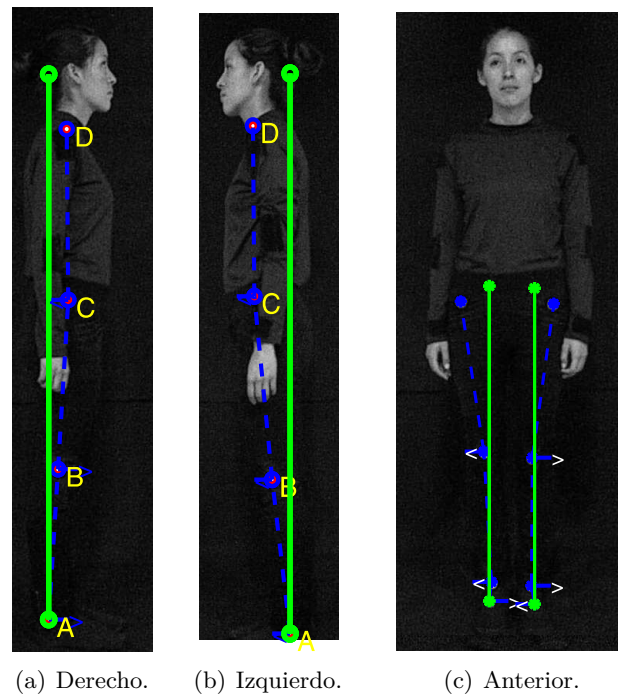


Figura 5.6: Valoración postural utilizando el sistema de visión artificial en paciente femenino.

muestra un adelantamiento de pelvis, el segmento $C-D$ se mantiene perpendicular al eje. En la Figura 5.6(c) de acuerdo a los puntos y ejes se presenta genu valgo bilateral y rotación externa de cadera bilateral y tobillos en supino bilateral. Los valores para el ángulo de Cadera en el caso de un paciente femenino (82.06° y 81.29°) presentan valores menores en comparación con los obtenidos en un paciente masculino (81.15° y 86.28°) debido a la estructura ósea correspondiente a cada género, con excepción de la presencia de alteraciones posturales.

Segmento	Sagital		Anterior	
	Derecho	Izquierdo	Derecho	Izquierdo
Tobillo	83.08°	86.42°	80.53°	83.15°
Rodilla	84.17°	86.55°	89.65°	86.63°
Cadera	89.49°	89.47°	82.06°	81.29°

Tabla 5.2: Resultados cuantitativos de la valoración postural para un paciente femenino.

Los resultados obtenidos por el análisis utilizando la cuadrícula no varían demasiado de los obtenidos mediante el sistema de visión. Por el contrario, estos aportan información extra al análisis acotando las posibles patologías que el paciente pudiera padecer. De ser necesario, el sistema es capaz de llevar un registro del proceso de rehabilitación o degeneración de la salud postural de un paciente. La Tabla 5.3 contiene los resultados del análisis realizado a 20 voluntarios, de los cuales 10 son hombres y 10 mujeres, las flechas indican la dirección del

ángulo. Para el caso del análisis sagital se desea que los valores angulares se mantengan cercanos a 90.00° aceptando una variación mínima (± 1); para el análisis frontal se desea que tobillo y rodilla se mantengan alineados, mientras el ángulo de la cadera presente valores dentro de la tolerancia, para hombres 15° y mujeres 20° con respecto a la vertical.

No.	Segmento	Hombre				Mujer			
		Sagital		Frontal		Sagital		Frontal	
		Derecho 90.00°	Izquierdo 90.00°	Derecho 90.00°	Izquierdo 90.00° ¹	Derecho 90.00°	Izquierdo 90.00°	Derecho 90.00°	Izquierdo 90.00° ²
1	Tobillo	$\rightarrow 84.69^\circ$	$\leftarrow 84.89^\circ$	$\rightarrow 54.24^\circ$	$\leftarrow 63.43^\circ$	$\rightarrow 86.25^\circ$	$\leftarrow 83.69^\circ$	$\leftarrow 72.89^\circ$	$\rightarrow 66.03^\circ$
	Rodilla	$\rightarrow 86.07^\circ$	$\leftarrow 89.69^\circ$	$\rightarrow 88.48^\circ$	$\leftarrow 86.73^\circ$	$\rightarrow 89.64^\circ$	$\leftarrow 89.33^\circ$	$\leftarrow 87.86^\circ$	$\leftarrow 88.84^\circ$
	Cadera	$\rightarrow 88.12^\circ$	$\leftarrow 83.58^\circ$	$\leftarrow 87.10^\circ$	$\rightarrow 84.06^\circ$	$\rightarrow 89.73^\circ$	$\leftarrow 87.37^\circ$	$\rightarrow 79.50^\circ$	$\leftarrow 79.44^\circ$
2	Tobillo	$\rightarrow 80.82^\circ$	$\leftarrow 84.43^\circ$	$\rightarrow 62.52^\circ$	$\leftarrow 72.25^\circ$	$\rightarrow 85.28^\circ$	$\leftarrow 89.68^\circ$	$\leftarrow 73.07^\circ$	$\rightarrow 76.50^\circ$
	Rodilla	$\rightarrow 84.37^\circ$	$\leftarrow 87.38^\circ$	$\rightarrow 86.61^\circ$	$\leftarrow 88.87^\circ$	$\rightarrow 85.10^\circ$	$\rightarrow 89.66^\circ$	$\leftarrow 84.59^\circ$	$\rightarrow 82.25^\circ$
	Cadera	$\leftarrow 84.56^\circ$	$\rightarrow 88.47^\circ$	$\leftarrow 84.91^\circ$	$\rightarrow 89.38^\circ$	$\leftarrow 82.59^\circ$	90.00°	$\rightarrow 84.34^\circ$	$\leftarrow 80.44^\circ$
3	Tobillo	$\rightarrow 81.22^\circ$	$\leftarrow 85.04^\circ$	$\rightarrow 74.05^\circ$	$\leftarrow 73.81^\circ$	$\rightarrow 84.05^\circ$	$\leftarrow 80.72^\circ$	$\leftarrow 75.96^\circ$	$\leftarrow 85.91^\circ$
	Rodilla	$\rightarrow 89.05^\circ$	$\leftarrow 84.89^\circ$	$\rightarrow 88.27^\circ$	$\leftarrow 87.45^\circ$	$\rightarrow 89.69^\circ$	$\leftarrow 88.41^\circ$	90.00°	$\leftarrow 89.61^\circ$
	Cadera	$\leftarrow 84.69^\circ$	$\rightarrow 87.46^\circ$	$\leftarrow 86.91^\circ$	$\rightarrow 85.19^\circ$	$\leftarrow 86.72^\circ$	$\leftarrow 88.51^\circ$	$\rightarrow 82.06^\circ$	$\leftarrow 80.26^\circ$
4	Tobillo	$\rightarrow 82.09^\circ$	$\leftarrow 86.56^\circ$	$\rightarrow 85.60^\circ$	$\leftarrow 77.73^\circ$	$\rightarrow 86.42^\circ$	$\leftarrow 83.00^\circ$	$\leftarrow 80.53^\circ$	$\rightarrow 68.19^\circ$
	Rodilla	$\rightarrow 87.77^\circ$	$\leftarrow 86.14^\circ$	$\rightarrow 86.63^\circ$	$\leftarrow 89.66^\circ$	$\rightarrow 86.55^\circ$	$\leftarrow 84.17^\circ$	$\rightarrow 89.65^\circ$	$\leftarrow 86.63^\circ$
	Cadera	$\rightarrow 85.84^\circ$	$\leftarrow 86.94^\circ$	$\leftarrow 87.16^\circ$	$\rightarrow 85.06^\circ$	$\leftarrow 89.21^\circ$	$\leftarrow 89.74^\circ$	$\rightarrow 82.03^\circ$	$\leftarrow 81.29^\circ$
5	Tobillo	$\rightarrow 82.19^\circ$	$\leftarrow 82.13^\circ$	$\rightarrow 68.96^\circ$	$\leftarrow 64.65^\circ$	$\rightarrow 84.77^\circ$	$\leftarrow 82.22^\circ$	$\leftarrow 73.07^\circ$	$\rightarrow 85.46^\circ$
	Rodilla	$\leftarrow 89.68^\circ$	$\leftarrow 89.68^\circ$	$\rightarrow 89.29^\circ$	$\leftarrow 87.94^\circ$	$\rightarrow 81.35^\circ$	$\leftarrow 84.95^\circ$	$\leftarrow 86.61^\circ$	$\leftarrow 86.80^\circ$
	Cadera	90.00°	$\rightarrow 88.25^\circ$	$\leftarrow 84.51^\circ$	$\rightarrow 87.38^\circ$	$\leftarrow 83.87^\circ$	$\leftarrow 88.00^\circ$	$\rightarrow 83.13^\circ$	$\leftarrow 79.32^\circ$
6	Tobillo	$\rightarrow 86.69^\circ$	$\leftarrow 89.34^\circ$	$\rightarrow 62.85^\circ$	$\leftarrow 70.64^\circ$	$\rightarrow 87.16^\circ$	$\leftarrow 82.17^\circ$	$\rightarrow 81.86^\circ$	$\leftarrow 72.34^\circ$
	Rodilla	$\rightarrow 84.19^\circ$	$\leftarrow 83.03^\circ$	$\rightarrow 87.54^\circ$	$\leftarrow 87.29^\circ$	90.00°	$\leftarrow 85.85^\circ$	$\leftarrow 87.87^\circ$	$\leftarrow 84.39^\circ$
	Cadera	$\leftarrow 85.35^\circ$	$\rightarrow 83.60^\circ$	$\leftarrow 88.09^\circ$	$\rightarrow 87.57^\circ$	$\rightarrow 82.31^\circ$	$\leftarrow 87.95^\circ$	$\leftarrow 81.66^\circ$	$\rightarrow 87.12^\circ$
7	Tobillo	$\rightarrow 89.45^\circ$	$\leftarrow 84.95^\circ$	$\rightarrow 80.21^\circ$	$\leftarrow 79.50^\circ$	$\rightarrow 82.31^\circ$	$\leftarrow 84.42^\circ$	$\rightarrow 83.82^\circ$	$\leftarrow 84.29^\circ$
	Rodilla	$\rightarrow 84.47^\circ$	$\leftarrow 86.77^\circ$	$\rightarrow 87.46^\circ$	$\leftarrow 88.97^\circ$	$\leftarrow 89.31^\circ$	$\leftarrow 85.49^\circ$	$\leftarrow 88.07^\circ$	$\leftarrow 88.23^\circ$
	Cadera	$\leftarrow 89.81^\circ$	$\leftarrow 87.37^\circ$	$\leftarrow 87.10^\circ$	$\rightarrow 83.15^\circ$	$\leftarrow 85.53^\circ$	$\leftarrow 88.91^\circ$	$\leftarrow 83.47^\circ$	$\rightarrow 85.10^\circ$
8	Tobillo	$\rightarrow 83.84^\circ$	$\leftarrow 82.15^\circ$	$\rightarrow 65.55^\circ$	$\leftarrow 73.49^\circ$	$\rightarrow 82.79^\circ$	$\leftarrow 84.09^\circ$	$\rightarrow 88.70^\circ$	$\leftarrow 85.11^\circ$
	Rodilla	$\rightarrow 87.20^\circ$	$\leftarrow 84.37^\circ$	$\rightarrow 87.03^\circ$	$\leftarrow 89.68^\circ$	$\rightarrow 88.29^\circ$	$\leftarrow 88.54^\circ$	$\leftarrow 88.46^\circ$	$\leftarrow 86.74^\circ$
	Cadera	$\leftarrow 84.72^\circ$	$\rightarrow 86.06^\circ$	$\leftarrow 87.16^\circ$	$\rightarrow 85.63^\circ$	$\leftarrow 82.70^\circ$	$\rightarrow 84.78^\circ$	$\leftarrow 82.59^\circ$	$\rightarrow 84.12^\circ$
9	Tobillo	$\rightarrow 80.59^\circ$	$\leftarrow 88.20^\circ$	$\rightarrow 69.90^\circ$	$\leftarrow 79.28^\circ$	$\rightarrow 84.46^\circ$	$\leftarrow 87.17^\circ$	$\rightarrow 75.96^\circ$	$\leftarrow 76.50^\circ$
	Rodilla	$\rightarrow 86.58^\circ$	$\leftarrow 76.86^\circ$	$\rightarrow 89.90^\circ$	$\leftarrow 85.17^\circ$	$\rightarrow 85.16^\circ$	$\leftarrow 86.12^\circ$	$\rightarrow 84.57^\circ$	$\leftarrow 89.06^\circ$
	Cadera	$\leftarrow 85.83^\circ$	$\rightarrow 84.12^\circ$	$\leftarrow 86.06^\circ$	$\rightarrow 86.47^\circ$	$\leftarrow 85.66^\circ$	$\rightarrow 85.89^\circ$	$\leftarrow 86.42^\circ$	$\rightarrow 78.34^\circ$
10	Tobillo	$\rightarrow 80.58^\circ$	$\leftarrow 84.02^\circ$	$\rightarrow 72.75^\circ$	$\leftarrow 78.69^\circ$	$\rightarrow 88.19^\circ$	$\leftarrow 87.90^\circ$	$\rightarrow 87.51^\circ$	$\leftarrow 80.21^\circ$
	Rodilla	$\rightarrow 86.88^\circ$	$\leftarrow 85.35^\circ$	$\rightarrow 88.71^\circ$	$\leftarrow 89.68^\circ$	$\rightarrow 89.28^\circ$	$\leftarrow 87.35^\circ$	$\leftarrow 85.29^\circ$	$\rightarrow 86.44^\circ$
	Cadera	$\leftarrow 84.42^\circ$	$\rightarrow 84.17^\circ$	$\leftarrow 86.30^\circ$	$\rightarrow 85.84^\circ$	$\leftarrow 88.29^\circ$	$\rightarrow 88.14^\circ$	$\leftarrow 80.73^\circ$	$\rightarrow 78.63^\circ$

Tabla 5.3: Resultados cuantitativos de la valoración postural para 20 voluntarios.

Con base en los resultados de la Tabla 5.3 se observa que una vez superada la tolerancia de ± 1 para el ángulo del tobillo, en sagital o frontal, es común que los demás segmentos presentarán alteraciones. Los ángulos calculados de cadera entre hombres y mujeres respetan las tolerancias y cuando estos las superan es posible que exista una alteración. De acuerdo al modelo postural los resultados del paciente 10, en color azul, presenta los mejores resultados con base en el modelo postural pero existe una alteración en el tobillo y cadera, desde el plano **Frontal**, ambos indicados por los valores $\leftarrow 80.21^\circ$ y $\rightarrow 78.63^\circ$ respectivamente. Por el contrario, los resultados del paciente 9, en color naranja, presenta la mayor cantidad de

¹Tolerancia de 15° para el ángulo de cadera.

²Tolerancia de 20° para el ángulo de cadera.

variaciones en los planos frontal y sagital. A pesar de las alteraciones sufridas en múltiples segmentos corporales el cuerpo humano realiza ajustes de compensación con el propósito de cumplir con la tarea que deba realizar. Dichas compensaciones se realizan inconscientemente sin importar que estas perjudiquen a largo plazo el sistema músculo esquelético. Por tal motivo, el paciente realiza sus actividades sin preocupación pero con molestia hasta que esta se vuelve incapacitante. Este es el principal factor que propicia la aparición de enfermedades degenerativas en el sistema locomotor.

Durante los experimentos y pruebas realizados el sistema presentó problemas en el proceso de detección debido a las variaciones en la iluminación. Cuando existe un exceso de iluminación, aparecen regiones que son tomadas como marcadores, estos elementos aparecen por lo regular en la región del cuello y la cabeza. Son originados por el reflejo del exceso de iluminación sobre salientes óseas como mandíbula y pómulos, al igual que en regiones musculares del cuello. La Figura 5.7(a) muestra el problema de identificación mencionado. Por el contrario, cuando la iluminación es insuficiente el sistema es incapaz de detectar los marcadores de las extremidades inferiores como lo muestra la Figura 5.7(b).

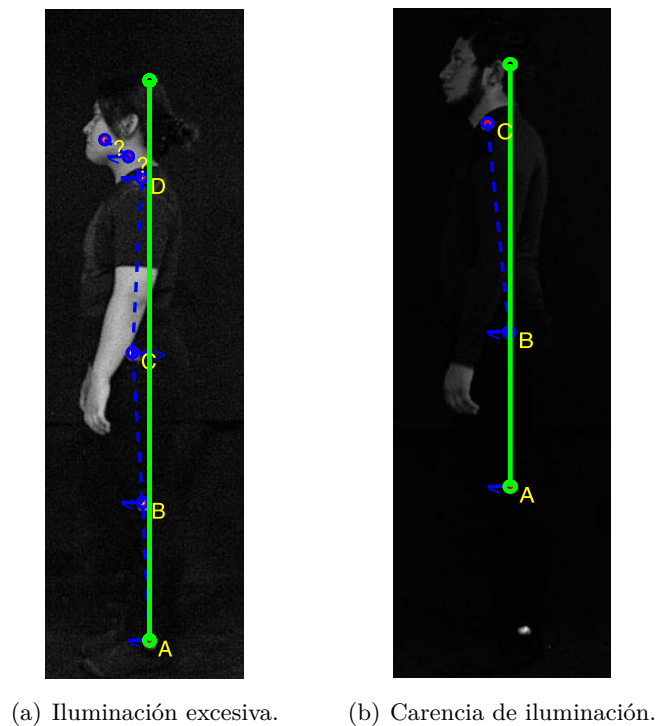


Figura 5.7: Fallos en la detección de marcadores.

El exceso de iluminación es un problema que no afecta en la obtención de los resultados cuantitativos, ya que los falsos marcadores aparecen en las posiciones del cinco en adelante y el sistema toma únicamente las cuatro primeras posiciones, de forma ascendente, para realizar el

análisis cuantitativo. Sin embargo, los marcadores extra son un error de identificación por parte del sistema. En el caso opuesto, una carencia en la iluminación tiene consecuencias negativas puesto que el sistema falla en la detección de todos los marcadores y en consecuencia es incapaz de calcular todos los ángulos de interés.

5.1.2. Validación para sentadilla libre

El ejercicio de sentadilla libre está diseñado para recuperar fuerza muscular y favorecer la reeducación de los músculos de las extremidades inferiores al igual que los de la espalda y abdomen para realizar tareas cotidianas como caminar, levantar pequeños objetos, etc.

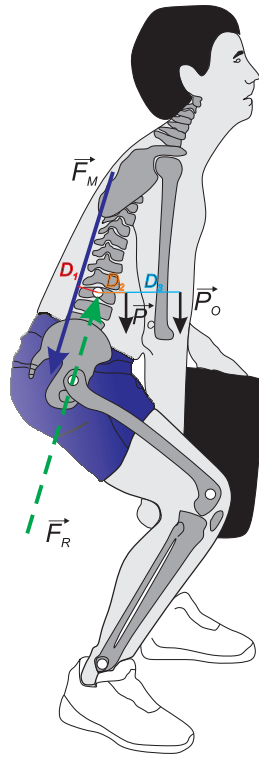


Figura 5.8: Análisis biomecánico de sentadilla al levantar un objeto.

La Figura 5.8 muestra las fuerzas que actúan sobre el cuerpo humano al levantar un objeto, principalmente sobre la columna vertebral, donde $\vec{P}_O$ es la peso del objeto levantado ubicado a una distancia D_3 , $\vec{P}_C$ es el peso del cuerpo (tronco, brazos y cabeza) ubicado, anatómicamente, a una distancia D_2 . Ambas fuerzas se suman y generan una fuerza rotatoria que inclina el cuerpo hacia abajo forzando las vertebrae y músculos de la espalda a formar una fuerza de reacción para contrarrestar la fuerza rotatoria. Si no se cuenta con una buena técnica para levantar pesos la columna vertebral es propensa a sufrir lesiones debido a que las personas arquean la espalda para intentar tener un mejor control sobre el objeto a levantar. Para mantener la postura correcta se activan los grupos musculares de la espalda creando

la fuerza $\vec{F}_M$, que mantiene las curvas naturales de la columna, ubicada a una distancia D_1 la cual debe generar una fuerza rotatoria de la misma magnitud que la suma de $\vec{P}_O$ y $\vec{P}_C$ pero en sentido contrario para mantener el equilibrio óseo y muscular. Mientras las fuerzas rotatorias se mantienen equilibradas la fuerza $\vec{F}_R$ generada por las extremidades inferiores permite que el cuerpo logre llegar a la posición erguida levantando el objeto. Esta relación muscular debe ejecutarse de manera sincronizada para asegurar un óptimo funcionamiento en el sistema músculo esquelético y así evitar una lesión.

Sin embargo, la gran mayoría de personas que levantan objetos de manera no profesional, o simplemente la acción de incorporarse de una posición en cuclillas o sentado, nunca toman en cuenta la técnica correcta para incorporarse. Las pruebas realizadas para valorar la ejecución de la sentadilla libre a 1/4 se basan en el análisis de movimiento de dos voluntarios, hombre y mujer, tras realizar cinco repeticiones del ejercicio. La Figura 5.9 muestra el análisis gráfico desde el plano sagital.

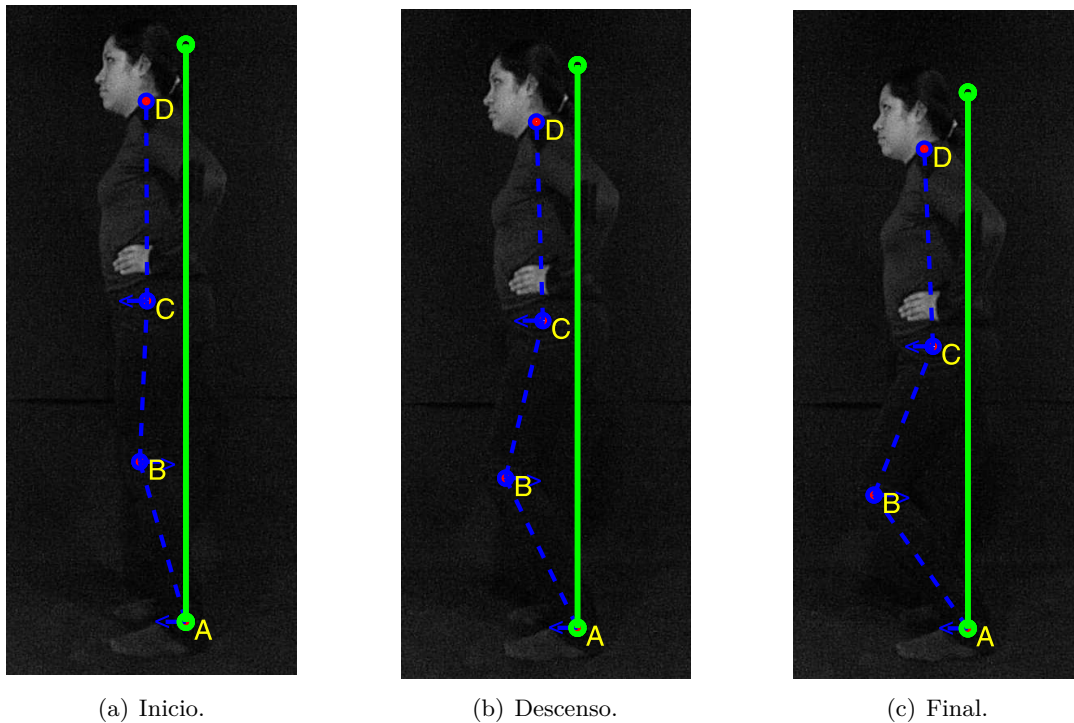


Figura 5.9: Valoración de sentadilla libre para paciente femenino en la repetición 5.

Se puede observar desde la postura de inicio que el paciente presenta un problema de adelantamiento de cuerpo, a medida que realiza el ejercicio el problema de adelantamiento se hace más evidente ya que los marcadores de rodilla, cadera y hombro se alejan del eje de referencia (línea verde). A medida que las repeticiones se incrementan, el paciente presenta fatiga y dificultad para generar resultados angulares similares durante cada repetición. La Tabla 5.4

Segmento	Repetición 1			Repetición 2		
	Inicio	Descenso	Final	Inicio	Descenso	Final
Tobillo	73.94°	64.30°	54.89°	73.40°	58.02°	52.62°
Rodilla	87.41°	76.72°	68.35°	87.38°	72.38°	66.37°
Cadera	89.76°	88.13°	87.41°	88.59°	85.31°	84.07°
Segmento	Repetición 3			Repetición 4		
	Inicio	Descenso	Final	Inicio	Descenso	Final
Tobillo	82.46°	68.92°	52.90°	71.38°	63.18°	56.54°
Rodilla	87.66°	77.00°	63.04°	81.34°	72.11°	66.95°
Cadera	88.84°	86.29°	82.57°	86.75°	83.45°	84.19°
Segmento	Repetición 5			Promedio		
	Inicio	Descenso	Final	Inicio	Descenso	Final
Tobillo	69.63°	61.68°	60.80°	74.16°	63.22°	55.55°
Rodilla	82.73°	75.47°	74.05°	85.30°	74.73°	67.75°
Cadera	86.72°	85.76°	82.07°	88.13°	85.78°	84.06°

Tabla 5.4: Resultados cuantitativos de la valoración postural para un paciente femenino.

muestra los resultados generados por el paciente femenino.

Obtener resultados cuantitativos para el análisis de movimientos utilizando la cuadrícula resulta casi imposible debido a la estructura de la herramienta. Una alternativa es el uso de goniómetros³ para analizar el rango de movimiento de los segmentos corporales pero resulta un método invasivo que altera significativamente la ejecución del ejercicio. Por dichas razones, el sistema de visión presenta ventajas para el análisis de movimiento ya que el paciente tiene la libertad de ejecutar los ejercicios sin objetos que alteren su desempeño. Desde el plano frontal, durante la ejecución de la sentadilla, los puntos *pie-tobillo-rodilla* deben mantenerse alineados de forma que el eje de referencia (línea verde) cruce a través de ellos. En el análisis frontal se buscan patologías como aducción o abducción de miembros las cuales afectan la eficiencia y rendimiento muscular al realizar el ejercicio, la Tabla 5.5 posee las mediciones angulares de la Figura 5.10.

Segmento	Inicio		Descenso		Final	
	Derecho	Izquierdo	Derecho	Izquierdo	Derecho	Izquierdo
Tobillo	80.27°	76.55°	80.21°	75.61°	81.86°	75.96°
Rodilla	86.61°	86.61°	87.46°	90.00°	86.71°	89.61°
Cadera	87.70°	87.70°	86.48°	89.66°	84.83°	89.64°
Segmento	Inicio		Descenso		Final	
	Derecho	Izquierdo	Derecho	Izquierdo	Derecho	Izquierdo
Tobillo	81.38°	75.96°	82.40°	76.29°	79.87°	74.47°
Rodilla	87.82°	88.09°	88.93°	89.62°	86.44°	88.87°
Cadera	87.79°	88.32°	86.69°	89.65°	82.96°	89.61°

Tabla 5.5: Resultados cuantitativos de la valoración postural frontal en paciente masculino.

Cuantitativamente, no existe demasiada variación entre las mediciones de las tres etapas

³Instrumento para medir ángulos.

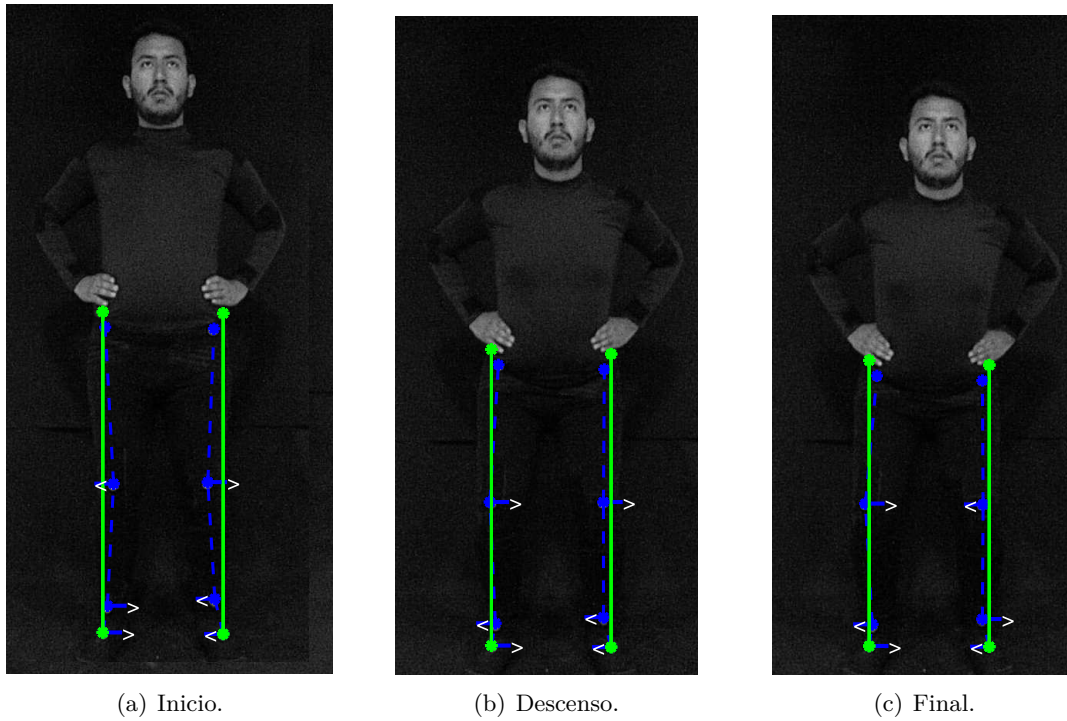


Figura 5.10: Valoración de sentadilla libre para paciente masculino.

del ejercicio pero analizando las imágenes se observa en la Figura 5.10(a) la patología de rodillas valgus. A medida que ejecuta el ejercicio en la etapa de descenso la rodilla derecha realiza una abducción alejándose del eje de referencia como lo muestra la Figura 5.10(b). En la Figura 5.10(c) se hace evidente que el paciente presenta una rotación de cadera de izquierda a derecha ocasionada por una contractura en el muslo izquierdo, lo que limita el movimiento hacia abajo de la pierna ocasionando una elevación de cadera y esta a su vez genera la abducción de la rodilla derecha.

5.1.3. Validación para curl de bícep

El ejercicio curl de bícep está diseñado para recuperar la fuerza en dicho músculo y reeducar las relaciones musculares involucradas con el levantamiento de objetos utilizando los brazos. El paciente debe realizar el ejercicio sentado y evitar los balanceos en los hombros al realizar el ejercicio. Los aspectos importantes a evaluar en la ejecución del curl de bícep son: ángulo de 90° (con una desviación de $\pm 2^\circ$) entre los puntos *hombro-codo* [5], ángulo de 0° hasta 170° para la articulación del codo, mientras que el ángulo formado por *muñeca-peso* debe poseer un valor similar al ángulo *codo-muñeca* para evitar sobre esfuerzos en los músculos del antebrazo y mano.

Es común que las personas desarrollen mejor musculatura y control sobre el brazo que ocupan con mayor frecuencia ocasionando una descompensación muscular sobre todo el torso

y la manera en que se manipulan objetos. La Figura 5.11 muestra el análisis de un paciente realizando curl de bíceps, donde A es el marcador del hombro, B el marcador del codo, C el marcador de muñeca y D el marcador de la pesa. Las Figuras 5.11(a) 5.11(b) y 5.11(c) muestran el plano derecho, las Figuras 5.11(d) 5.11(e) y 5.11(f) muestran el plano izquierdo.

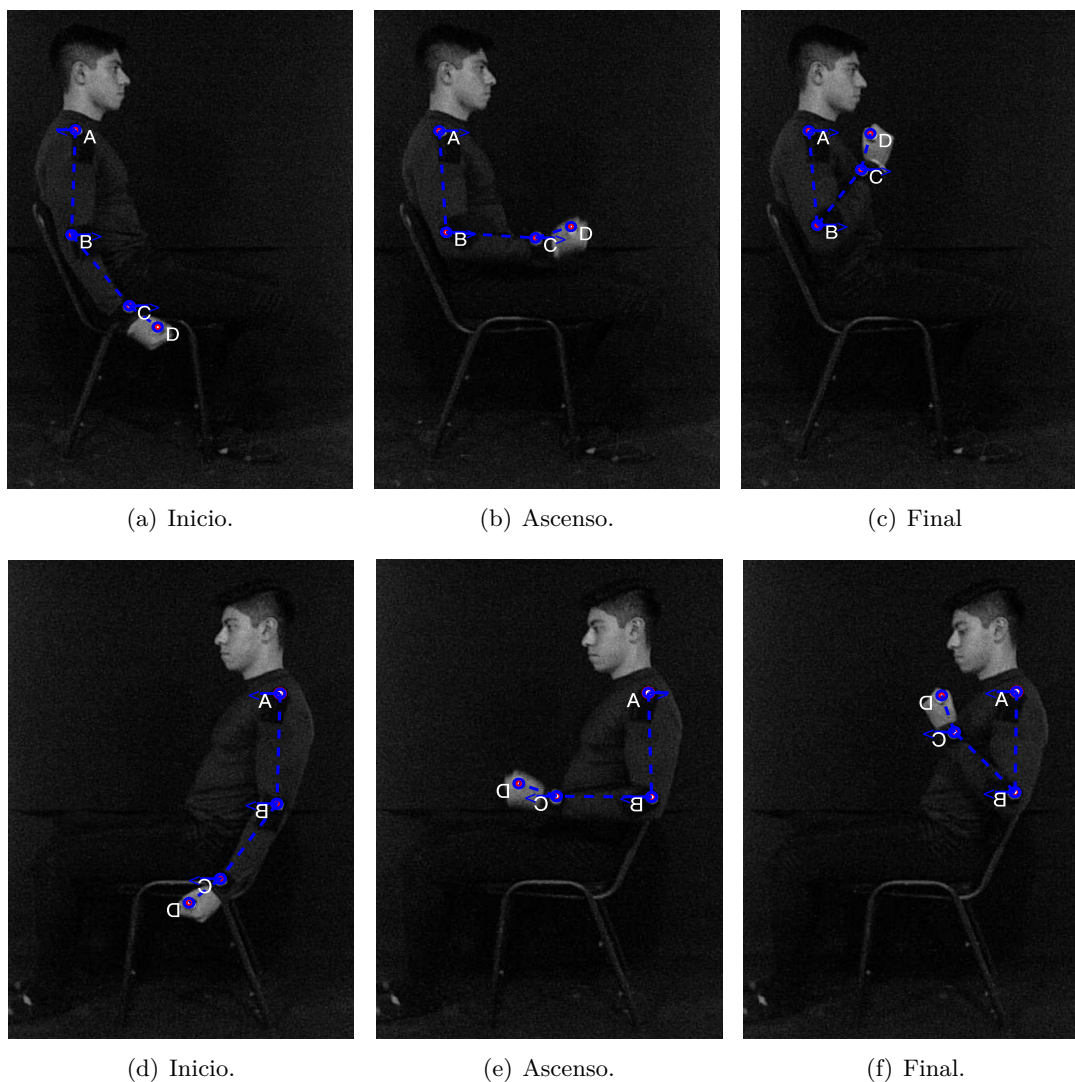


Figura 5.11: Valoración de curl de bíceps para paciente masculino.

Gráficamente no se aprecia una variación significativa entre ambos planos pero utilizando los datos de la Tabla 5.6 es posible evaluar las variaciones entre las fases del ejercicio en ambos planos. Se observa que en el plano derecho, el ángulo del hombro mantiene una variación mínima de $\pm 1.35^\circ$. El rango de movimiento de la articulación del codo no presenta alteraciones pero el ángulo de la muñeca presenta una variación mayor a 15° en todas las fases del ejercicio con respecto al ángulo del hombro. La variación en dicho ángulo se debe a un sobre esfuerzo de

Segmento	Derecho			Izquierdo		
	Inicio	Ascenso	Final	Inicio	Ascenso	Final
Hombro	88.44°	88.35°	89.14°	88.06°	86.39°	85.27°
Codo	55.00°	0.48°	46.84°	53.13°	3.94°	53.84°
Muñeca	39.36°	19.88°	71.91°	39.03°	19.17°	76.75°

Tabla 5.6: Resultados cuantitativos de la valoración curl de bícep.

los músculos del antebrazo ocasionando un movimiento de aducción hacia el antebrazo. En el plano izquierdo, el ángulo del hombro presenta una variación mayor, $\pm 3.67^\circ$, en comparación al plano derecho debido a que el paciente tiene un desequilibrio muscular ocasionado por un mayor uso del brazo derecho. La variación se genera por un movimiento de péndulo por parte del segmento *hombro-codo* para elevar el peso. El rango de movimiento del codo no presenta alteraciones pero, al igual que el plano derecho, el ángulo de la muñeca se encuentra afectado por el mismo padecimiento.

De manera similar a la evaluación manual de la sentadilla libre, la evaluación del curl de bícep se puede realizar utilizando un goniómetro pero presenta las mismas complicaciones que el movimiento de sentadilla. El uso de un sistema de visión artificial facilita el proceso de análisis de movimiento, proporciona resultados detallados de los segmentos marcados y su evolución en cada fase del ejercicio evaluado. Todas las herramientas analógicas y digitales utilizadas para valorar movimiento no tienen la capacidad de generar un diagnóstico clínico como lo haría un especialista humano pero si son capaces de revelar información que mejora significativamente el resultado del diagnóstico.

5.1.4. Validación de herramienta JWC

Se realizaron pruebas utilizando la herramienta JWC para generar un análisis de movimiento a partir de los puntos generados por esta. Sin embargo, los resultados mostraron que la herramienta es bastante susceptible a crear errores ocasionados por la variación de luz y los movimientos rápidos en pies y manos. Incluso cuando la iluminación está controlada el sistema presenta dificultades para detectar correctamente manos y pies. La Figura 5.12 muestra los problemas de detección sufridos por la herramienta JWC. El paciente se encuentra haciendo una sentadilla libre con los brazos al frente pero el emisor y receptor IR no son capaces de registrar los puntos de la mano y pie derechos. Por tal motivo, para no dejar un registro (posición articular) sin registrar, la herramienta JWC coloca los puntos faltantes en posiciones aproximadas con respecto a las articulaciones no detectadas.

Como se puede apreciar en la Figura 5.12, el Stickman es construido pero con una perturbación en la mano y pie derecho. Anatómicamente, la reconstrucción del Stickman es viable pero se interpreta como una dislocación de muñeca y tobillo. Es posible realizar ajustes a los errores de detección pero se requiere de una gran cantidad de filtros y ajustes de

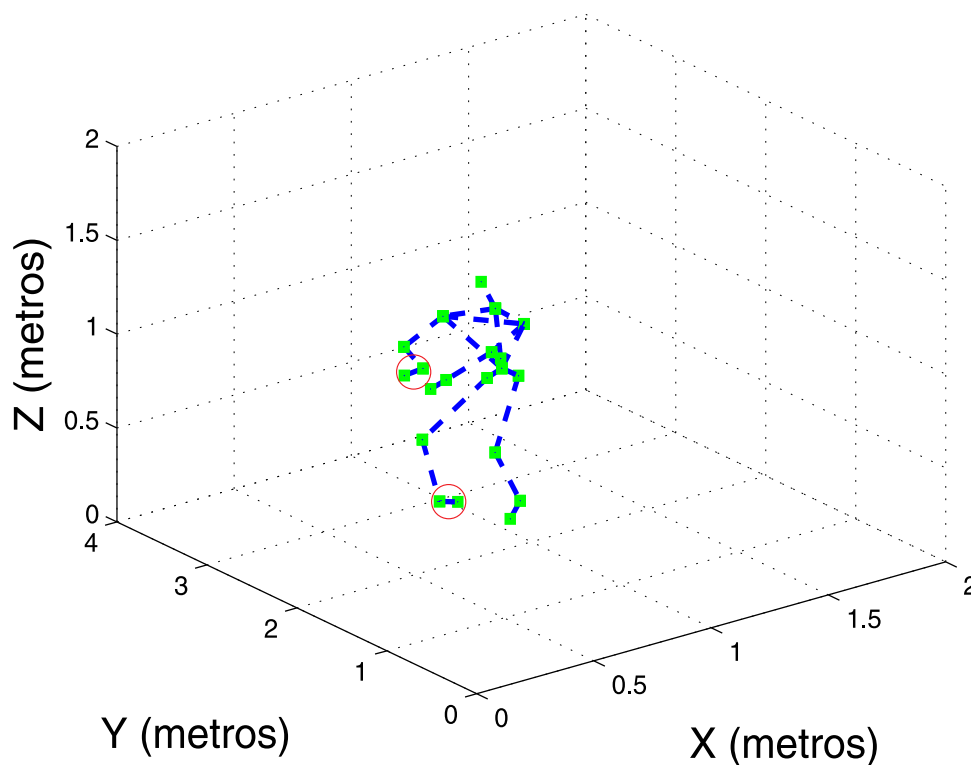


Figura 5.12: Perturbaciones en la reconstrucción del Stickman.

posicionamiento utilizando la herramienta JWC pero requiere de un trabajo extra, el cual no puede ser cubierto en tiempo y forma de acuerdo a las fechas estipuladas en el programa de la Maestría en Ingeniería Electrónica Opción Instrumentación Electrónica. Por tal motivo, el uso de la herramienta JWC para propósitos de valoración fisioterapéutica queda descartado bajo las condiciones mencionadas.

Sin embargo, el trabajo desarrollado no es infructuoso ya que la estimulación visual creada por el Stickman tiene un factor positivo para mantener a los pacientes concentrados en la correcta ejecución de los ejercicios realizados durante su terapia de rehabilitación. La herramienta puede ser adaptada e incluida a gran parte de los ejercicios propuestos en rehabilitación bajo supervisión y evaluar el impacto que pueda generar.

Conclusión

En este trabajo de investigación se desarrolló una metodología que combina el uso de marcadores pasivos, entorno con iluminación controlada, cámaras digitales y dos algoritmos de procesamiento digital de imágenes, desarrollados en Matlab® para analizar la postura humana erguida, sentadilla libre, desde los planos frontal y sagital, al igual que el curl de bícep analizado únicamente desde el plano sagital a partir de imágenes en 2D. El primer algoritmo combina dos métodos de procesamiento digital de imágenes, *Firma Geométrica* y *Transformada de Hough*, para detectar objetos que cumplen con los parámetros geométricos de *radio, área, perímetro y redondez*. Al combinarlos, se crea un método robusto enfocado a la identificación pues la tasa de error en la detección de los marcadores disminuye. El segundo algoritmo emplea la herramienta JWC del sensor Kinect para analizar al cuerpo humano en movimiento desde una perspectiva 3D. Se diseñó una interfaz desde la cual se capturan las imágenes necesarias para realizar las pruebas y desde la cual se ejecutan los algoritmos para obtener los resultados cuantitativos y gráficos.

Durante las pruebas se detectaron tres aspectos en los que el sistema de visión artificial desarrollado tiene impacto:

Tecnológico.- Las técnicas de clasificación responden rápidamente debido a su diseño específico para la aplicación. El manejo de datos por parte de la computadora resulta sencillo pues se requiere únicamente las imágenes $I_{Minuendo}$ e $I_{Sustraendo}$, anexando los aspectos geométricos que han de buscarse en los objetos presentes en dichas escenas utilizando el algoritmo en 2D desarrollado. Con los datos de entrada suministrados el sistema es capaz de generar información que no podría obtenerse utilizando los métodos tradicionales de valoración. Los datos en 3D proporcionados por la herramienta JWC permite el desarrollo de un soporte gráfico que sirve de retroalimentación al paciente durante la terapia de rehabilitación. Los factores que pueden afectar al sistema están relacionados directamente con el entorno donde se capturan las imágenes y no por la estructura de los algoritmos. Al mejorar dichas condiciones, las perturbaciones que pueden afectar al sistema se reducirían hasta un punto en el que no se les considere una amenaza o factor de riesgo en la obtención de resultados. El uso de los marcadores abre la posibilidad de valorar movimientos diferentes a los ya propuestos debido a que la obtención de resultados se basa en un análisis sobre un plano cartesiano con ecuaciones de primer grado, facilitando a la computadora dar solución a múltiples pruebas permitiendo realizar un

estudio de manera rápida y efectiva a grandes muestras, generar resultados estadísticos e identificar la tendencia de ciertas patologías sobre algunos grupos en especial. Por tal motivo, se ha diseñado un sistema robusto con la capacidad de adaptarse a las necesidades del fisioterapeuta, sustituyendo el análisis subjetivo por el análisis objetivo gracias al método científico.

Humano.- Independientemente de cuántas veces el paciente haya sido sometido a una valoración postural siempre se sentirá incomodo al tener que mostrar su cuerpo semidesnudo ante un terapeuta o terapeutas. Dicho factor afecta el resultado de la prueba pues el paciente tratará de cubrir con su cuerpo partes que no desea mostrar. El uso del atuendo en conjunto con los marcadores y las cámaras permiten que el paciente se sienta cómodo al ser sometido a la prueba y adopte las posturas que usualmente utiliza para realizar sus actividades. Al realizar su terapia de rehabilitación el paciente se involucrará en mayor medida debido a la retroalimentación inmediata que puede tener gracias a la representación gráfica a través del Stickman. Manteniendo un interés constante en su rehabilitación el paciente tendrá mejores resultados en su proceso de recuperación. Se demuestra de esta forma que las técnicas y herramientas de rehabilitación en fisioterapia no necesitan ser sumamente complejas y costosas para tener resultados favorables, sólo es necesario que el paciente entienda su afecciones y se mantenga enfocado en su proceso de recuperación.

Médico.- El diagnóstico de un fisioterapeuta está restringido en la mayoría de los casos a dar una aproximación, con base en su criterio y experiencia, sobre la severidad de la enfermedad que padece un paciente. Términos como *ligeramente*, *un poco*, *leve*, son los resultados a los que debe limitarse un fisioterapeuta. El sistema desarrollado le brinda al especialista la posibilidad de obtener resultados cuantitativos y en conjunto con el apoyo gráfico facilitan el proceso de identificar, referenciar y entender el origen de las patologías que afectan al paciente. A pesar de que el sistema no puede recuperar información sobre toda la distribución anatómica de los segmentos corporales involucrados en el aspectos analizados si es capaz de dar información concreta, objetiva, y entendible para los especialistas relacionados al área de anatomía. Ya que se trabaja con un sistema digital, todos los resultados se pueden almacenar en dispositivos portátiles USB o en el disco duro de la computadora, permitiendo al fisioterapeuta movilizar e instalar el sistema de manera rápida siempre y cuando se cumplan con los requisitos del mismo.

Si bien es cierto que el análisis postural involucra estudios tan especializados y diversos como electromiografías, radiografías, termografías, pruebas de fuerza y resistencia, todos han sido diagnosticados en consecuencia al resultado de métodos tradicionales. Por tal motivo, el sistema desarrollado se puede adaptar a dichos métodos para complementar y mejorar los diagnósticos clínicos generados por los especialistas. Cabe aclarar que ningún método o sistema desarrollado hasta ahora es capaz de generar un diagnóstico sin la ayuda de un especialista humano. En base a lo anterior, la forma de obtener y presentar resultados generados por el sistema de visión artificial, interpretados a su vez por el fisioterapeuta, facilita el entendimiento,

diagnóstico y proceso de rehabilitación que debe seguir el paciente.

El aporte este trabajo de investigación radica en la evolución de una metodología tradicional basada en herramientas analógicas a un sistema digital que utiliza los mismos conceptos pero incorpora herramientas capaces de generar un resultado que puede ser interpretado de la misma forma por diferentes especialistas independientemente de su formación académica o experiencia.

Trabajo futuro

Los resultados proporcionados hasta ahora por el sistema de visión artificial desarrollado son similares a los obtenidos por productos comerciales como PostureScreen[®], donde el especialista coloca los puntos de referencia haciendo un zoom sobre la imagen del paciente tratando de acertar a la ubicación del punto anatómico de interés. Si bien es cierto que el objetivo de ambos sistemas es proporcionar mediciones angulares, debido a que se aborda un tema de salud se desea que la información suministrada contenga la mayor precisión posible. Esto último resulta complicado en PostureScreen[®] pues al manejar como referencia únicamente un zoom sobre la imagen, el resultado entre lo que se piensa, selecciona y obtiene dista bastante del resultado esperado. En cambio, al colocar los puntos de referencia directamente sobre el paciente los resultados obtenidos presentan mayor precisión, claro está, dentro de los límites del sistema.

Con base en lo expuesto, se detectaron aspectos que pueden mejorarse para tener resultados en menor tiempo, con menos recursos y una mayor precisión con el objetivo de incorporar el sistema de visión artificial a los programas formativos de futuros fisioterapeutas como herramienta didáctica de aprendizaje y capacitación para los estudiantes.

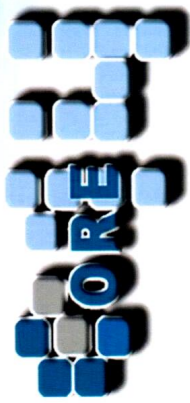
1. Cambiar los marcadores pasivos por marcadores activos los cuales serían luces IR intermitentes a una frecuencia característica para identificar extremidades y tronco.
2. Sustituir las cámaras RGB y profundidad por cámaras IR de alta velocidad para trabajar en sincronía con los marcadores activos.
3. Al utilizar marcadores y cámara IR, el proceso de thresholding debería ser aplicado en menos pasos en comparación con la metodología utilizada en este trabajo.
4. Implementar algoritmos de autoajuste de thresholding con el propósito de reducir la intervención humana en el manejo de la interfaz.
5. Sustituir la etapa de análisis de firma geométrica por el análisis bajo Transformada de Hough con base en mejores resultados en la aplicación de thresholding.
6. En el caso de la valoración postural estática, implementar el análisis de resultados de al menos diez imágenes para calcular el promedio de variación que exista en la detección de las coordenadas (x, y) de los marcadores, estableciendo así una tolerancia en las variaciones que se presenten.

7. Implementar rutinas para las terapias utilizando el Stickman.
8. Mejorar la presentación y funcionamiento de la interfaz.

Apéndice A

Publicaciones

En este apartado se incluyen los dos artículos publicados producto del trabajo de investigación desarrollado. El primer artículo titulado *Evaluación cuantitativa de la postura humana mediante el análisis digital de imágenes* se publicó en el *14vo. Congress on Computer Science 2014 (CORE)* organizado por el *Centro de Investigación en Computación (CIC)* del *Instituto Politécnico Nacional*. El CORE, publica sus memorias de congreso en la revista *Research in Computing Science*, ISSN 1870-4069, el artículo mencionado se publicó en el Vol. 81 de dicha revista. El segundo artículo titulado *Postural analysis from sagittal plane using image processing* se publicó en las memorias del *2o. Congreso Internacional de Robótica y Computación (CIRC 205)*, ISBN 978-607-95534-8-7. Como prueba de la participación en dichos eventos se anexan las constancias de asistencia.



14th. International Congress on Computer Science



Centro de Investigación
en Computación
Instituto Politécnico Nacional

CONGRATULATES

JONAS GRANDE

FOR THE TECHNICAL PRESENTATION OF

EVALUACIÓN CUANTITATIVA DE POSTURA HUMANA USANDO ANÁLISIS
DIGITAL DE IMÁGENES

November 2014, Mexico City.



Ph.D. Luis Alfonso Villa Vargas
PRINCIPAL

Research in Computing Science

Series Editorial Board

Editors-in-Chief:

Grigori Sidorov (Mexico)
Gerhard Ritter (USA)
Jean Serra (France)
Ulises Cortés (Spain)

Associate Editors:

Jesús Angulo (France)
Jihad El-Sana (Israel)
Jesús Figueroa (Mexico)
Alexander Gelbukh (Russia)
Ioannis Kakadiaris (USA)
Serguei Levachkine (Russia)
Petros Maragos (Greece)
Julian Padget (UK)
Mateo Valero (Spain)

Editorial Coordination:

Maria Fernanda Rios Zacarias

Formatting:

Luis Enrique Berthet Dorantes
Juan Carlos Chimal Eguía
Evelia Araceli Santos Camacho
Ana Bertha Cruz Martínez
Erandi Castillo Montiel
Iliac Huerta Trujillo
Jesús Emmanuel Velázquez Cruz
Felipe de Jesús Lara Vargas
Mauricio Iván Guerrero Hernández
Luis Alberto Ortiz Chan
Armando Castañeda Tenango
Eder Sánchez Díaz

Research in Computing Science es una publicación trimestral, de circulación internacional, editada por el Centro de Investigación en Computación del IPN, para dar a conocer los avances de investigación científica y desarrollo tecnológico de la comunidad científica internacional. **Volumen 81**, noviembre 2014. Tiraje: 500 ejemplares. *Certificado de Reserva de Derechos al Uso Exclusivo del Título* No. : 04-2005-121611550100-102, expedido por el Instituto Nacional de Derecho de Autor. *Certificado de Licitud de Título* No. 12897, *Certificado de licitud de Contenido* No. 10470, expedidos por la Comisión Calificadora de Publicaciones y Revistas Ilustradas. El contenido de los artículos es responsabilidad exclusiva de sus respectivos autores. Queda prohibida la reproducción total o parcial, por cualquier medio, sin el permiso expreso del editor, excepto para uso personal o de estudio haciendo cita explícita en la primera página de cada documento. Impreso en la Ciudad de México, en los Talleres Gráficos del IPN – Dirección de Publicaciones, Tres Guerras 27, Centro Histórico, México, D.F. Distribuida por el Centro de Investigación en Computación, Av. Juan de Dios Bátiz S/N, Esq. Av. Miguel Othón de Mendizábal, Col. Nueva Industrial Vallejo, C.P. 07738, México, D.F. Tel. 57 29 60 00, ext. 56571.

Editor responsable: *Grigori Sidorov, RFC SIGR651028L69*

Research in Computing Science is published by the Center for Computing Research of IPN. **Volume 81**, Noviembre 2014. Printing 500. The authors are responsible for the contents of their articles. All rights reserved. No part of this publication may be reproduced, stored in a retrieval system, or transmitted, in any form or by any means, electronic, mechanical, photocopying, recording or otherwise, without prior permission of Centre for Computing Research. Printed in Mexico City, in the IPN Graphic Workshop – Publication Office.

Evaluación cuantitativa de la postura humana mediante el análisis digital de imágenes

Jonas Grande Barreto¹, J. Héctor Contreras Angoa², Aldrin Barreto Flores¹,
Jaime Rebollo Vázquez², Ricardo Álvarez González¹, J. Francisco Portillo
Robledo¹

¹ Facultad de Ciencias de la Electrónica, Universidad Autónoma de Puebla.

² Escuela de Fisioterapia, Universidad Autónoma de Puebla,
Av. San Claudio y 18 Sur Puebla, México.

Abstract. Postural evaluation is based on traditional methods without a unified approach to obtain quantitative results. Digital image analysis applied to the postural evaluation presents an alternative that complements evaluation and allows obtain better diagnostic. This paper describes an algorithm that applies two methods to obtain quantitative results in postural evaluation. Both methods are designed to identify markers located in specific anatomical parts on the evaluated patient. The first method uses regions analysis for detecting areas corresponding to the markers. The second method uses the Hough transform to detect circles taking advantage of marker's geometry. The results obtained by implementing both methods are the coordinates of the markers, from these points the slope equation is implemented to generate a quantitative evaluation result.

Keywords: postural evaluation, marker identification, image analysis, regions analysis, Hough transform.

Resumen. Las valoraciones posturales se basan en métodos tradicionales sin un parámetro unificado para la obtención de resultados cuantitativos. El análisis digital de imágenes aplicado a la evaluación postural presenta una alternativa que complementa la evaluación y permite obtener un mejor diagnóstico. En el presente trabajo se describe un algoritmo que aplica dos métodos para obtener resultados cuantitativos en la evaluación postural. Ambos métodos fueron diseñados para identificar marcadores ubicados en partes anatómicas claves del paciente evaluado. El primer método utiliza análisis de regiones para la detección de áreas correspondientes a los marcadores. El segundo método utiliza la transformada de Hough para la detección de círculos aprovechando la geometría de los marcadores. Los resultados obtenidos al implementar ambos métodos consisten en las coordenadas de los marcadores, a partir de esos puntos se implementa la ecuación de la pendiente para generar un resultado cuantitativo de la evaluación.

SEP

SECRETARÍA DE
EDUCACIÓN PÚBLICA



EL INSTITUTO TECNOLÓGICO DE LA PAZ

OTORGA EL PRESENTE

RECONOCIMIENTO

A

JONAS GRANDE BARRETO, ALDRIN BARRETO FLORES, RICARDO ÁLVAREZ
GONZÁLEZ, JOSÉ FRANCISCO PORTILLO ROBLEDO, HÉCTOR CONTRERAS
ANGOA Y JAIME REBOLLO VÁZQUEZ

POR SU ARTÍCULO: POSTURAL ANALYSIS FROM SAGITTAL PLANE USING IMAGE
PROCESSING

PRESENTADO COMO PONENCIA EN EL
SEGUNDO CONGRESO INTERNACIONAL DE ROBÓTICA Y COMPUTACIÓN
CELEBRADO DEL 28 AL 30 DE ABRIL DEL AÑO EN CURSO
Y PUBLICADO CON ISBN: 978-607-95534-8-7



SECRETARÍA DE EDUCACIÓN PÚBLICA
TECNOLÓGICO NACIONAL
DE MÉXICO
INSTITUTO TECNOLÓGICO
DE LA PAZ
DIRECCIÓN

LA PAZ, B.C.S., 30 DE ABRIL DE 2015.

ING. JESÚS DAVID ESTRADA RUÍZ
DIRECTOR



Postural analysis from sagittal plane using image processing

J. Grande-Barreto, A. Barreto-Flores
R. Alvaréz-González, J.F. Portillo-Robledo
Maestría en Ingeniería Electrónica
Benemérita Universidad Autónoma de Puebla
Av. San Claudio y 18 Sur

H. Contreras-Angoa and J. Rebollo-Vázquez
Escuela de Fisioterapia
Benemérita Universidad Autónoma de Puebla
Calle 13 Sur 2702

Abstract—Some of the biggest diseases that affect the locomotor system are related to poor posture. Postural analysis is based on traditional methods which depend totally on the perception and judgment of the specialist who performs it. In recent years, digital image analysis has incurred in postural analysis using markers detection in both 2D and 3D focusing on sagittal plane mainly. This paper presents a preliminary method to analyze the upright posture from sagittal plane to obtain quantitative results from that analysis. The methodology combines the use of markers and two shape recognition techniques: Hough transform and geometric signature.

Keywords—Quantitative postural analysis, image processing, Hough transform, geometric signature.

I. INTRODUCTION

Postural analysis is focused on the locomotor system exploration mainly knees, hips and shoulders. Ideally they should be aligned as if an imaginary straight line will cross through them: this is called *postural model* [1]. Traditional analysis methods consist on the use of a plumb line or grid which are used to get a reference line to analyze joints distribution. If the line does not intersects all the mentioned joints, it is possible that there is postural alteration [2]. However, the lack of quantitative results of these techniques complicates the process to determine the severity rank of postural alteration. Digital image processing provides information about the objects in a scene by analyzing its features. The potential of using image processing techniques to analyze human posture was exposed in [3], [4]. The use of markers placed on the patient's body as mentioned in [11] is an effective technique because the searching area is reduced which eliminates several stages of image filtering since the searching is focused on objects with special characteristics.

A study to identify irregular curves in spine from sagittal plane by using silhouette analysis and morphological segmentation was presented in [5]. The result of that work was the detection of diseases which affect the torso. Moreno et al. [6] used markers and morphology identification to generate a 3D model to analyze human posture and pathologies related to the spine. X-ray imaging was used to validate the results of the method. Duong et al. [7] also used x-ray imaging to detect scoliotic curves. The technique implemented analyzes the position of the vertebral bodies and determines the severity rank of the disease. However, the research mentioned does

not analyze the lower body that has an important role in the setting poor postures.

This paper presents a novel method to analyze and evaluate human posture. The methodology is based on the use of markers and the techniques of geometric signature and Hough transform. The markers are placed in four specific anatomical parts (malleolus, condyle, trochanter and acromion). Shape recognition techniques exploit the marker's geometry to locate the four markers using its position to generate a quantitative result represented by an angular position corresponding to an anatomical segment from human body. This paper is organized as follow, in Section II the basic concepts of image segmentation, mathematical morphology for binary images, geometric properties and parametric equations are described. In Section III the results obtained from volunteers are analyzed. Finally, in Section IV the conclusion of this work is presented.

II. METHODOLOGY

A. Image segmentation

The patient's silhouette and marker's positions are the regions of interest for the analysis. The silhouette is conformed by skin and dark clothes. The segmentation is performed in two stages using first an arithmetic operation followed by a thresholding process. The subtraction is described in (1) and requires two input images, the minuend is a background represented by I_A and the subtrahend is a person placed in front of background represented by I_B . The input images are in grayscale and the operation result is represented by I_S which is an image in which the pixels that conform silhouette have values between 50 and 220 in grayscale. The markers are presented as *black circles* inside it.

The next operation is thresholding described in (2), the variables x and y are the row and column values in I which is an image in grayscale and K_{th} is a vector with values in the range of [50 220] in the same scale. Fig. 1 shows the silhouette segmentation process by using subtraction and thresholding operations.

$$I_S = I_A - I_B \quad (1)$$

$$I(x, y) = \begin{cases} 1, & \text{if } I(x, y) \in K_{th} \\ 0, & \text{if } I(x, y) \notin K_{th} \end{cases} \quad (2a)$$

$$(2b)$$

Apéndice B

Manual de usuario

En este apartado se incluye el manual de usuario y los requisitos para poder utilizar la interfaz de usuario y realizar pruebas para análisis postural. El programa desarrollado trabaja desde el sistema operativo Windows 7[®] y compilado desde la plataforma MATLAB[®] versión 2012, o posteriores. Es necesario el uso del *Software Development Kit Kinect V1.8*, el cual se descarga gratuitamente de la página de Microsoft[®], para acceder a todos los elementos del sensor *Kinect*, principalmente la cámara *RGB*, sensor y receptor IR. Como complemento del sistema se requiere un trípode para colocar el Kinect a la altura y distancia adecuada, marcadores con material reflectante, traje de lycra negro y una cortina en color oscuro para tener un fondo uniforme.

Requerimientos de software para SDK V1.8

La computadora donde se instale el SDK necesita cubrir los siguientes requisitos mínimos para operar adecuadamente:

- Hardware
 - Procesador de 32-bit (x86) o 64-bit (x64).
 - Procesador Dual-core 2.66-GHz o superior.
 - Puerto USB 2.0 dedicado.
 - Sensor Kinect.
- Software
 - Visual Studio 2010 o Visual Studio 2012.
 - .NET Framework 4 (instalado con Visual Studio 2010) o .NET Framework 4.5 (instalado con Visual Studio 2012).

Captura de video

Una vez instalado el SDK, al conectar el sensor Kinect a su computadora esta enviará una notificación de nuevo dispositivo detectado. De no cumplirse con todos los requisitos necesarios, su computadora no detectará el dispositivo y MATLAB® no reconocerá el sensor Kinect. Una vez detectado el sensor Kinect, abra la aplicación MATLAB® y ejecute el código *muestra_video*; si ha realizado la instalación correctamente MATLAB® mostrará una ventana con la interfaz de usuario. La Figura B.1 muestra dicha interfaz donde:

1. Ventana de video.-En este elemento se muestran las imágenes capturadas.
2. Ventana de recorte.- En este elemento se recorta el área de interés en la imagen capturada.
3. Ventana de resultado.- En este elemento se muestra el área recortada.
4. Selección de archivo.- En el grupo de botones *Imagen* se habilita la captura de un nuevo video al seleccionar la casilla *Nuevo* o la selección de videos ya existentes con el botón *Historial*.
5. Selección de lado.- El grupo de botones *Lado* agrega la palabra *Izquierdo* o *Derecho* a la nueva etiqueta.
6. Selección de plano.- El grupo de botones *Plano* selecciona el tipo de análisis, frontal o sagital, a realizar y agrega las palabras *Frontal* o *Sagital* de acuerdo a la elección realizada.
7. Administrar archivos.- El grupo de botones *Operaciones* permite la manipulación de archivos mediante los botones:
 - Start.-Habilita la captura de un nuevo video.
 - Frames.-Convierte un video seleccionado a imágenes.
 - Datos.-Selecciona una imagen del historial.
 - Cortar.-Habilita el recorte del área de la imagen seleccionada.
 - Evalúa.-Ejecuta los algoritmos de evaluación frontal o sagital.
 - Guardar.-Guarda los resultados cuantitativos de la evaluación.
8. Editar.- En el grupo *Datos de entrada* se asigna la etiqueta al nuevo video a crear o el nombre del video existente, se indica la cantidad de imágenes a capturar por video y se asigna el área de recorte.
9. Umbral.- Con la barra se ajusta el nivel de umbral para realizar la resta, puede tomar valores entre 1 y 40 en la escala de gris.
10. Curl.- El botón *Curl* realiza el análisis del ejercicio curl de bíceps desde el plano sagital.
11. Resultados.- El grupo *Ángulos* muestra los resultados cuantitativos del análisis postural.

12. Registro.- Asigna una etiqueta para guardar los resultados cuantitativos obtenidos.

La Figura B.1 muestra la interfaz de usuario utilizada para implementar los algoritmos de análisis postural en 2D.

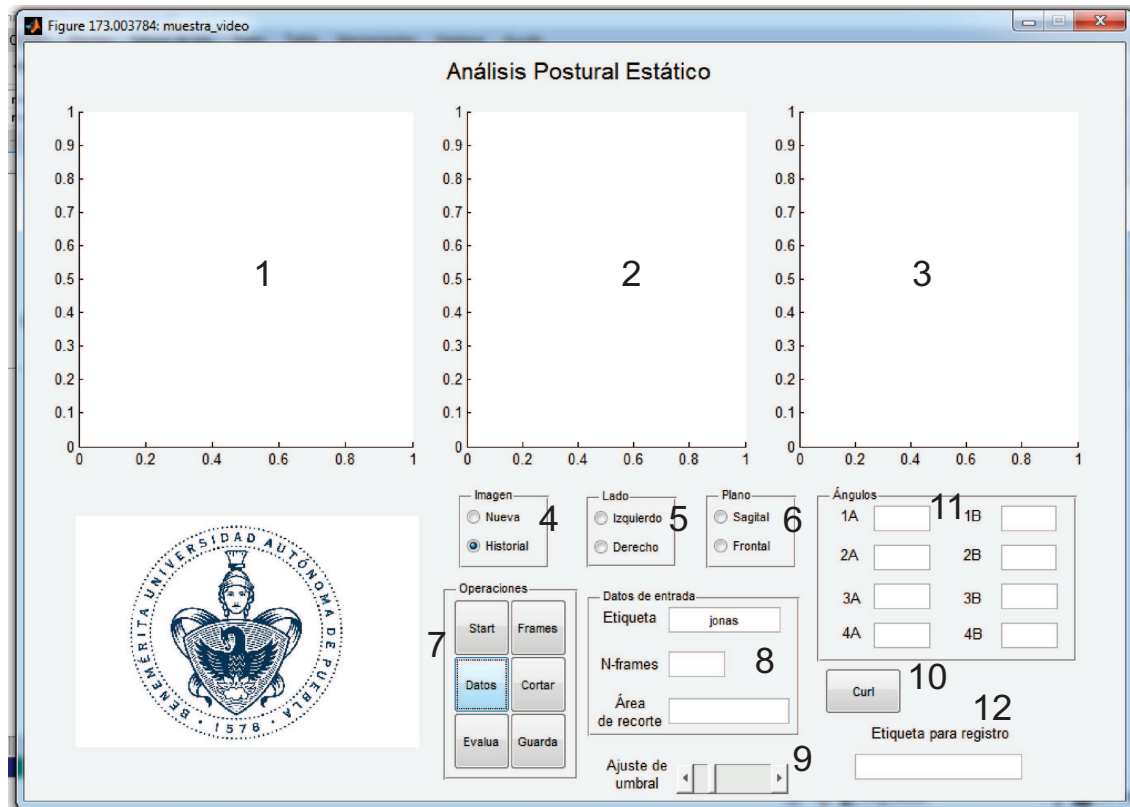


Figura B.1: Interfaz para análisis postural estático.

A continuación se da un ejemplo básico para crear un nuevo video, convertir el video a imágenes, seleccionar una imagen y recortarla. Antes de seguir las instrucciones asegúrese que ha conectado correctamente el sensor Kinect a la toma de corriente y a la computadora, asegúrese que su computadora ha reconocido el sensor.

1. Escriba un nombre para el archivo a crear en el espacio de *Etiqueta*, sólo se aceptan caracteres alfanuméricos sin caracteres especiales, indique el número de imágenes a capturar para crear el video y posteriormente presione el botón *Start*. La cantidad mínima de frames por video es 1 y máximo 1000. En la pantalla se despliega la carpeta con los archivos correspondientes.
2. Una vez realizada la captura, presione el botón *Frames* para convertir el video capturado a imágenes, posteriormente presione el botón *Datos* para seleccionar alguna de las imágenes obtenidas.

3. La imagen seleccionada se mostrará en la *Ventana de recorte*, coloque el cursor sobre la imagen, presione el botón izquierdo sin soltarlo, arrástrelo sobre el área de la imagen que desea recortar (recuadro azul). Una vez delimitada el área, libere el botón izquierdo.
4. Haga click derecho sobre el recuadro azul y posteriormente seleccione la opción *Copy Position* para copiar las coordenadas, esquina superior izquierda y esquina inferior derecha, del recuadro azul.
5. Pegue los datos del comando *Copy Position* en el espacio *Área de recorte* y posteriormente presione el botón *Cortar*. La Figura B.2 muestra un ejemplo del funcionamiento de la interfaz.



Figura B.2: Ejemplo del funcionamiento de la interfaz de usuario.

Nota Si no ha seleccionado en el panel *Plano* el tipo de análisis que desea realizar, la imagen recortada se mostrará automáticamente en la *Ventana de recorte*. Este resultado es similar al seleccionar la opción *Sagital*. Si selecciona la opción *Frontal* la imagen recortada se mostrará en la *Ventana de resultado*, como lo muestra el ejemplo de la Figura B.2.

Análisis postural

Siga las instrucciones para realizar el primer análisis postural estático sagital y frontal utilizando los videos de ejemplo en el historial. El primer ejemplo mostrado será para un análisis postural estático sagital, siga las siguientes instrucciones:

1. Ejecute el código *muestra_video*.
2. Seleccione el botón *Historial* para acceder a los videos almacenados.
3. Seleccione el botón *Sagital* para indicar el tipo de análisis a realizar.
4. Escriba en el apartado *Etiqueta* ***ejemplo-sagital*** y posteriormente presione el botón *Frames* para convertir el video a imágenes individuales.
5. Presione el botón *Datos* y seleccione una imagen, ejemplo: *ejemplo-sagital5*.
6. Recorte el área donde se encuentra el paciente.
7. Presione el botón *Evaluar* para obtener la imagen de referencia y los resultados cuantitativos. La Figura B.3 muestra los resultados generados por la interfaz.

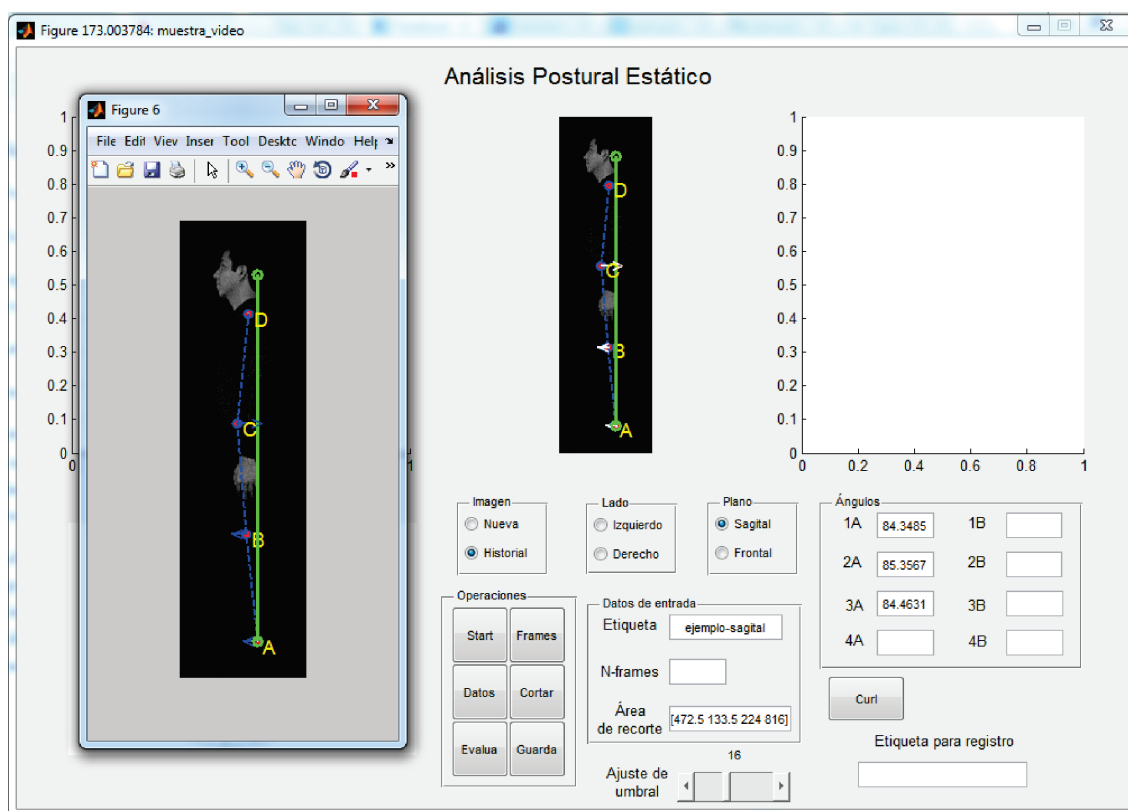


Figura B.3: Análisis postural sagital utilizando la interfaz.

En caso de no obtener resultados positivos, utilice la barra *Ajuste de umbral* para ajustar las condiciones de la imagen y posteriormente presione el botón *Evaluar*, repita el proceso hasta obtener los resultados deseados. La interfaz desplegará una ventana auxiliar con la imagen recortada del paciente sobre la cual se dibujan líneas de referencia (verde) y distribución (azul), al igual que la dirección ($\leftarrow$, $\rightarrow$) de los ángulos de los segmentos analizados. En la columna *A* se mostrarán los resultados cuantitativos, donde 1A es el ángulo del tobillo, 2A es el ángulo de la rodilla y 3A es el ángulo de la cadera. Con la interfaz abierta, siga las instrucciones para realizar el análisis postural frontal:

1. Seleccione el botón *Frontal*.
2. Escriba en el apartado *Etiqueta* ***ejemplo-frontal*** y presione el botón *Frames*.
3. Presione el botón *Datos* y seleccione una imagen, ejemplo *ejemplo-frontal5*.
4. Recorte el área donde se encuentra el paciente.
5. Presione el botón *Evaluar* para obtener la imagen de referencia y los resultados cuantitativos. La Figura B.4 muestra los resultados generados por la interfaz.

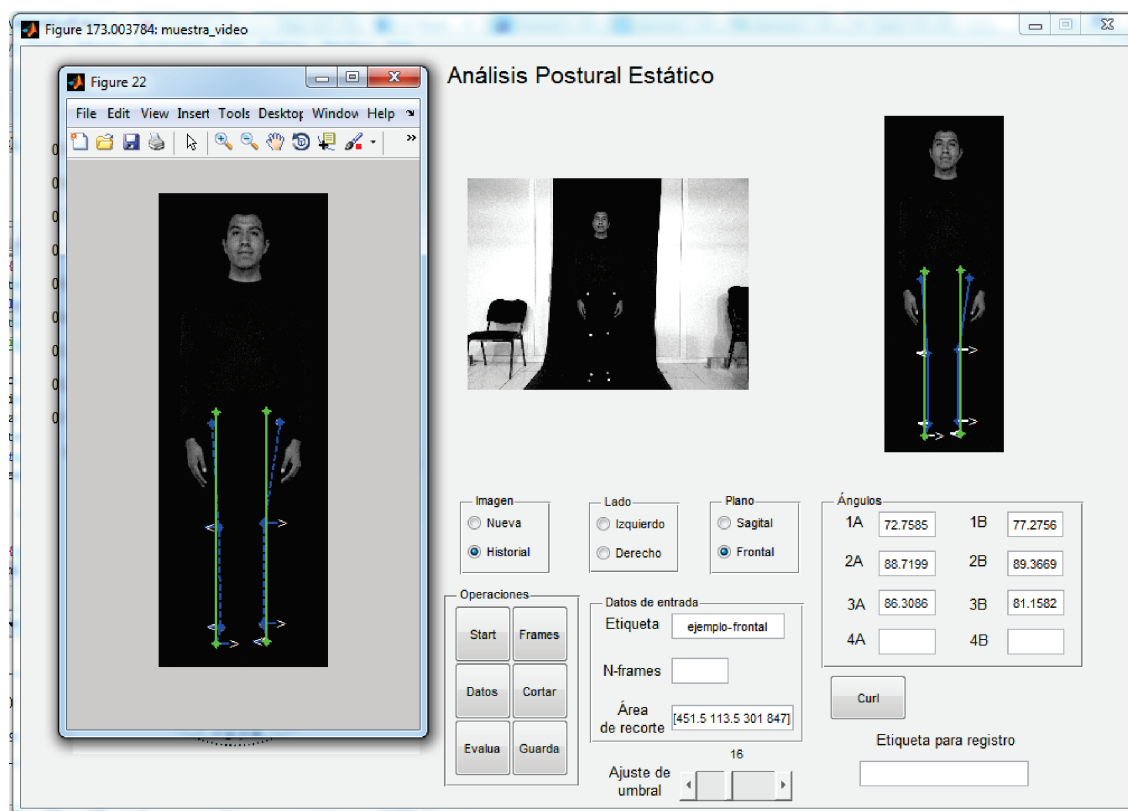


Figura B.4: Análisis postural frontal utilizando la interfaz.

La interfaz mostrará una ventana auxiliar con la imagen del paciente con sus respectivas líneas de apoyo, la columna A contiene los resultados cuantitativos de la pierna derecha, mientras la columna B contiene los resultados de la pierna izquierda. Al final de este apéndice se muestra una posible presentación de los datos e imágenes obtenidas utilizando la interfaz de usuario mostrada.

Datos del paciente

Día	Mes	Año
09	09	2015

Valoración postural

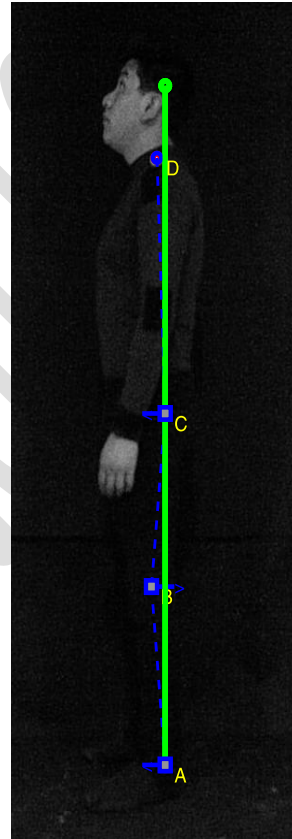
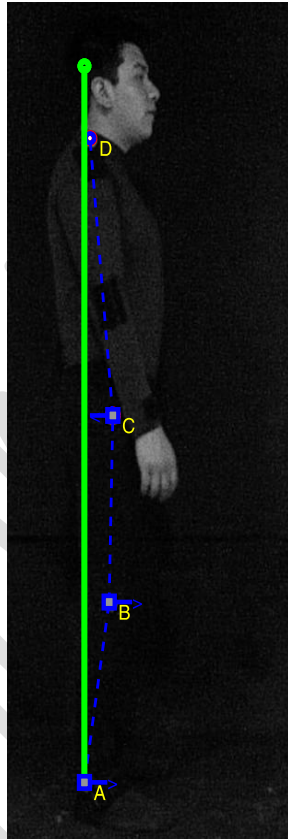
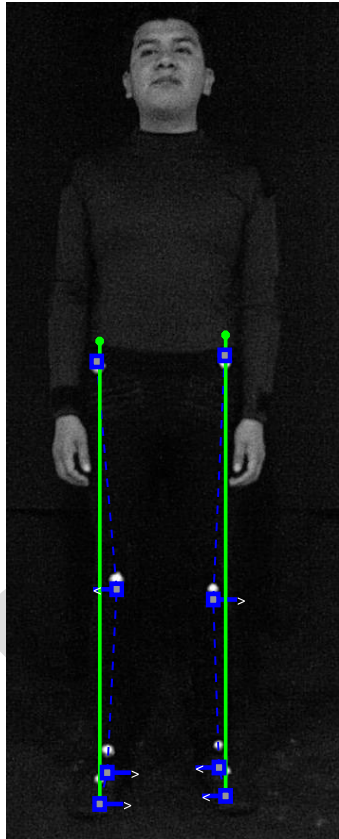
Nombre del paciente: Gustavo González García

Edad: 22

Dirección: Allende # 30, Colonia Centro.

Ciudad: Puebla, Puebla.

Tel: 2228668893



$\angle_{AB} = \rightarrow 75.5297^\circ$
$\angle_{BC} = \rightarrow 86.8377^\circ$
$\angle_{CD} = \leftarrow 84.6678^\circ$
$\angle_{AB} = \leftarrow 75.9638^\circ$
$\angle_{BC} = \leftarrow 87.93^\circ$
$\angle_{CD} = \rightarrow 87.1495^\circ$

$\angle_{AB} = \rightarrow 81.2292^\circ$
$\angle_{BC} = \rightarrow 88.734^\circ$
$\angle_{CD} = \leftarrow 84.6904^\circ$

$\angle_{AB} = \leftarrow 85.0446^\circ$
$\angle_{BC} = \rightarrow 84.8978^\circ$
$\angle_{CD} = \leftarrow 87.9216^\circ$

Firma del responsable

Cédula profesional: XXX-XXX-XX

Bibliografía

- [1] Rudolfs Drillis y Renato Contini. *Body segment parameters*. New York University, School of Engineering and Science, Research Division, 1966.
- [2] Margareta Nordin y Victor Hirsch Frankel. *Basic biomechanics of the musculoskeletal system*. Lippincott Williams & Wilkins, 2001.
- [3] Rodrigo Millares-Marrero. *Biomecánica clínica del aparato locomotor*. MASSON, 2000.
- [4] Sébastien Delorme, Yvan Petit, Jacques de Guise, Hubert Labelle y Jean Dansereau. Assessment of the 3d reconstruction and high-resolution geometrical modeling of the human skeletal trunk from 2d radiographic images. In *Biomedical Engineering, IEEE Transactions*, Vol. 50, pp. 989–998. IEEE, 2003.
- [5] Barney Le Veau. *Biomecánica del movimiento humano*. TRILLAS, 1991.
- [6] Florence Peterson. *MÚSCULOS: pruebas, funciones y dolor postural*. MARBÁN, 2005.
- [7] Anne Gilroy, Brian MacPherson, Lawrence Ross, Markus Voll y Karl Wesker. *Prometheus: Atlas de anatomía*. Médica Panamericana, 2008.
- [8] Michel Freres y Marie Mairlot. *Maestros y claves de la postura*. Paidotribo, 2000.
- [9] Ramesh Jain, Rangachar Kasturi y Brian Schunck. *Machine vision*. McGraw-Hill New York, 1995.
- [10] William Pratt. *Digital image processing*. McGraw-Hill New York, 1978.
- [11] Luc Duong, Farida Cheriet y Hubert Labelle. Automatic detection of scoliotic curves in posteroanterior radiographs. In *Biomedical Engineering, IEEE Transactions on*, Vol. 57.
- [12] Francisco Bezerra, Paula Ialis, Fatima Medeiros, Daniela Ushizima y LHS Cintra. Morphological segmentation for sagittal plane image analysis. In *Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC), 2010 Annual International Conference of the IEEE*, pp. 4773–4776. IEEE, 2010.
- [13] Moreno D’Amico, Rosa Bellomo y Raoul Saggini. A 3d spine & full skeleton model for multi-sensor biomechanical analysis in posture & gait. In *Medical Measurements and Applications Proceedings (MeMeA), 2011 IEEE International Workshop*, pp. 605–608. IEEE, 2011.

- [14] Donald Neuman. *Cinesiología del sistema músculo esquelético*. PAIDOTRIBO, 2002.
- [15] Reichel Hilde. *Fisioterapia del aparato locomotor*. PAIDORTIBO, 2007.
- [16] Claudia Hernandez, Edson Estrada, Leticia Garcia, Gustavo Sierra y Homer Nazeran. Traditional semg fatigue indicators applied to a real-world sport functional activity: round-house kick. In *Electronics, Communications and Computer (CONIELECOMP), 2010 20th International Conference on*, pp. 154–158. IEEE, 2010.
- [17] Miikka Ermes, Juha Parkka, Jani Mantyjarvi y Ilkka Korhonen. Detection of daily activities and sports with wearable sensors in controlled and uncontrolled conditions. In *Information Technology in Biomedicine, IEEE Transactions on*, Vol. 12, pp. 20–26. IEEE, 2008.
- [18] Hayde Peregrina-Barreto, Luis Morales-Hernandez, José Rangel-Magdaleno y Pedro Vazquez-Rodriguez. Thermal image processing for quantitative determination of temperature variations in plantar angiosomes. In *Instrumentation and Measurement Technology Conference (I2MTC), 2013 IEEE International*, pp. 816–820. IEEE, 2013.
- [19] Daniel Poulsen y Roger James. Concurrent validity and reliability of clinical evaluation of the single leg squat. In *Physiotherapy theory and practice*, Vol. 27, pp. 586–594. Informa Healthcare New York, USA, 2011.
- [20] Mark Nixon. *Feature extraction & image processing*. Academic Press, 2008.
- [21] John Russ y Roger Woods. *The image processing handbook*. CRC Press, 1995.
- [22] Kenneth Castleman. *Digital image processing*. McGraw-Hill New York, 2012.
- [23] Gonzalo Pajares-Martinsanz y Jesús De-la Cruz-García. *Visión por computador*. Alfaomega, 2001.
- [24] Abhijit Jana. *Kinect for Windows SDK Programming Guide*. Packt Publishing Ltd, 2012.
- [25] Clemente Giori. *Kinect in Motion—Audio and Visual Tracking by Example*. Packt Publishing Ltd, 2013.
- [26] Jean Serra. *Image analysis and mathematical morphology*. Academic press, 1982.
- [27] Richard Duda y Peter Hart. Use of the hough transformation to detect lines and curves in pictures. In *Communications of the ACM*, Vol. 15, pp. 11–15. ACM, 1972.
- [28] Ruben Posada-Gómez, Oscar Sandoval-Gonzalez y Erika Sánchez-Muñiz. Development of a motion analysis system and human-machine interaction through digital image processing and virtual reality. In *Electrical Communications and Computers (CONIELECOMP), 2011 21st International Conference on*, pp. 284–288. IEEE, 2011.

- [29] Manuel Gómez-García, Carlo Castejón-Sisamón, Juan García-Prada, Giovanni Carbone y Miguel Ceccarelli. Sistemas de captura de movimiento para el caminar humano. análisis y comparativa humano. In *XIX Congres Nacional de Ingeniería Mecánica*. Asociación Española de Ingeniería Mecánica, 2008.
- [30] Kwoh Fung Sim y Kenneth Sundaraj. Human motion tracking of athlete using optical flow & artificial markers. In *Intelligent and Advanced Systems (ICIAS), 2010 International Conference on*, pp. 1–4. IEEE, 2010.
- [31] John Canny. A computational approach to edge detection. In *Pattern Analysis and Machine Intelligence, IEEE Transactions on*, pp. 679–698. IEEE, 1986.