



ALGORITMO DE PROCESAMIENTO DIGITAL DE IMÁGENES PARA LA ESTIMACIÓN DEL DESBALANCE ANTROPOMÉTRICO ENTRE HOMBROS

**ANDRES LEONARDO TORRES VARGAS
BRAYAN CAMILO HERRERA CARDOZO**

Proyecto de grado presentado como requisito parcial para optar al título de:

Ingeniero Electrónico

Director (a):

Ingeniera, Kelyn Rosely Botina Trujillo

Línea de Investigación:

Análisis de información biomédica.

Universidad Antonio Nariño

Facultad de Ingeniería Mecánica, Electrónica y Biomédica

Neiva, Colombia

Año 2020

*La recompensa de nuestro trabajo no es lo que
obtenemos sino en lo que nos convertimos.*

Paulo Coelho.

Agradecimientos

Llegar hasta este punto específico de nuestras vidas no ha sido fácil, pero al tener el apoyo incondicional de estas personas, han hecho que esta trayectoria estuviese llena de experiencias, aprendizajes, risas, estrés, etc. Es por ello que queremos agradecer y dedicar este logro primero a Dios por permitirnos llegar hasta aquí, a nuestros padres (Luz Dary Cardozo y José Herrera) & (Cielo Vargas y Donald Torres) por enseñarnos a luchar por nuestros sueños, por darnos la mano siempre que lo necesitamos, a la Facultad de Ingeniería Electrónica de la Universidad Antonio Nariño, a sus profesores e ingenieros, en especial a la Ingeniera Kelyn Rosely Botina por ser nuestra mentora y guiarnos en el desarrollo de este proyecto sin ella, hoy esto no sería posible.

Resumen

En el área de medicina ocupacional se practican con frecuencia exámenes de rayos X para apoyar el diagnóstico del desbalance antropométrico entre hombros, el cual es importante para la detección de enfermedades relacionadas con la columna vertebral, como la escoliosis. Sin embargo, la continua exposición a dosis de radiación no es recomendable para la salud de las personas por lo que se han propuesto alternativas para la evaluación de este tipo de desniveles antropométricos, basadas en la aplicación de técnicas avanzadas de procesamiento digital de imágenes que requieren recursos computacionales especializados y conocimientos en matemática avanzada. Por consiguiente, en el presente trabajo integral de grado se propone un nuevo método no invasivo en el cual se desarrolló un algoritmo computacional que apoya el diagnóstico médico a partir de la implementación de técnicas básicas de procesamiento digital de imágenes basadas en la aplicación de operaciones de álgebra lineal en fotografías del plano frontal del cuerpo humano para estimar el desbalance entre hombros con un bajo costo computacional. El desarrollo del algoritmo computacional se implementó en Matlab. Los resultados de este trabajo son comparados con los obtenidos por medio de un examen radiológico en 5 pacientes que cuentan con el diagnóstico del examen de Rayos X y con los resultados suministrados por un profesional de salud que aplicó la prueba de plomada para establecer el ascenso y descenso de hombros, es decir, en este caso no se cuenta con un valor numérico del desbalance. En comparación con los resultados obtenidos por los exámenes radiológicos el algoritmo implementado presenta errores de hasta el 30%, sin embargo, estos valores corresponden a subestimaciones del algoritmo, mientras que respecto al diagnóstico del especialista por medio de la prueba se obtuvo una exactitud del 100% para las imágenes procesadas. Por tanto, es necesario realizar la evaluación del algoritmo con una serie de pruebas con una población mayor para afirmar que el algoritmo consigue determinar si un hombro se encuentra en ascenso o descenso de forma acertada, sin embargo, la estrategia usada para el cálculo de la diferencia en centímetros entre los hombros debe ser ajustada, pues apenas en tres de los cinco pacientes evaluados se obtuvieron errores aceptables.

Palabras clave: (Desbalance antropométrico de hombros, Procesamiento digital de imágenes, Rayos X, Salud ocupacional).

Abstract

In the area of occupational medicine, x-ray examinations are frequently performed to support the diagnosis of anthropometric shoulder imbalance, which is important for the detection of spine-related diseases such as scoliosis. However, continuous exposure to radiation dose is not recommended for the health of individuals. Therefore, alternatives have been proposed for the evaluation of this type of anthropometric imbalance, based on the application of advanced digital image processing techniques that require specialized computer resources and knowledge of advanced mathematics. Therefore, in the present integral work of degree a new non-invasive method is proposed in which a computational algorithm was developed that supports the medical diagnosis from the implementation of basic techniques of digital image processing based on the application of operations of linear algebra in photographs of the frontal plane of the human body to estimate the imbalance between shoulders with a low computational cost. The development of the computational algorithm was implemented in Matlab. The results of this work are compared with those obtained by means of a radiological examination in 5 patients who have the diagnosis of the X-ray examination and with the results provided by a health professional who applied the plumb test to establish the rise and fall of shoulders, that is, in this case there is no numerical value of the imbalance. In comparison with the results obtained from the radiological examinations, the implemented algorithm presents errors of up to 30%. However, these values correspond to underestimates of the algorithm, while with respect to the specialist's diagnosis by means of the test, 100% accuracy was obtained for the processed images. Therefore, it is necessary to evaluate the algorithm with a series of tests with a larger population to affirm that the algorithm is able to determine if a shoulder is ascending or descending correctly. However, the strategy used to calculate the difference in centimeters between the shoulders must be adjusted, since only three of the five patients evaluated had acceptable errors.

Keywords: (Anthropometric shoulder imbalance, Digital processing, imaging, X-rays, Occupational health).

Contenido

	<u>Pág.</u>
Resumen.....	4
Lista de figuras.....	8
Lista de tablas.....	9
Introducción.....	10
Objetivos.....	12
Objetivo general.....	12
Objetivos específicos.....	12
1. Capítulo 1.....	13
1.1 Marco Referencial.....	13
1.1.1 Marco Conceptual.....	13
1.1.2 Plano Frontal.....	13
1.1.2 Rayos X.....	13
1.1.3 Indicadores de Escoliosis.....	14
1.1.4 Prueba de plomada.....	15
1.1.5 Tipos de imagen digital.....	16
1.1.6 Píxel.....	16
1.1.7 Resolución.....	17
1.1.8 Luxometría.....	17
1.2 Marco teórico.....	17
1.2.1 Segmentación de imágenes.....	18
1.2.2 Escala de grises.....	18
1.2.3 Filtro de mediana.....	18
1.2.4 Binarización.....	19
1.3 Marco legal.....	19

1.4	Estado del Arte.....	20
2	Capítulo 2.....	22
2.1	Diseño ingenieril.....	22
2.2	Montaje experimental.....	23
2.3	Muestra de banco de imágenes.....	26
2.4	Procesamiento Digital.....	28
2.4	Interfaz gráfica.....	40
2.5	Resultados.....	41
2.5.1	Análisis de la variabilidad del algoritmo.....	41
2.5.2	Comparación de paciente con diagnóstico de Rayos X.....	42
2.5.3	Evaluación de la exactitud del algoritmo respecto a resultados obtenidos por medio de prueba de Plomada.....	43
2.6	Nivel de complejidad.....	44
3	Capítulo 3 Conclusiones y recomendaciones.....	47
3.1	Conclusiones.....	47
3.2	Recomendaciones.....	47
	Anexo A: Modelo de documento de Consentimiento para uso de datos personales y toma de imágenes con fines académicos e investigativos.....	50
	Anexo B: Banco de Imágenes Procesadas.....	51
	Anexo C: Enlace para visualizar algoritmo desarrollado.....	52

Lista de figuras

	<u>Pág.</u>
Figura 1-1: Plano Frontal.....	13
Figura 1-2: Localización de zonas de interés.....	15
Figura 1-3: Composición de una imagen RGB.....	16
Figura 2-1: Diagrama de flujo de la metodología.....	22
Figura 2-2: Montaje Experimental.....	25
Figura 2-3: Escenario con dispositivo fotográfico.....	26
Figura 2-4: Imagen de pacientes voluntarios.....	26
Figura 2-5: Segmentación por píxeles.....	28
Figura 2-6: Representación en matriz de la segmentación por píxeles.....	29
Figura 2-7: Conversión de imagen RGB a escala de grises.....	29
Figura 2-8: Representación en matriz de la conversión de imagen RGB a escala de grises.....	30
Figura 2-9: Aplicación del filtro mediano a la imagen de entrada.....	31
Figura 2-10: Aplicación del filtro mediana.....	31
Figura 2-11: Binarización de la imagen de entrada.....	32
Figura 2-12: Representación en matriz de la binarización de la imagen de entrada.....	32
Figura 2-13: Ajuste de imagen.....	33
Figura 2-14: Representación en matriz del ajuste de imagen.....	33
Figura 2-15: Región de interés.....	34
Figura 2-16: Representación en matriz de la segmentación del área de interés.....	34
Figura 2-17: Ajuste matriz para separar verticalmente en dos submatrices.....	35
Figura 2-18: Separación de hombros.....	35
Figura 2-19: Representación en matriz de la separación de hombros.....	35
Figura 2-20: Representación en matriz de la Matriz B reorganizada.....	36
Figura 2-21: Representación de hombro izquierdo en señal discreta.....	37
Figura 2-22: Representación de hombro Derecho en señal discreta.....	37
Figura 2-23: Representación en vector la posición de píxeles de interés.....	37
Figura 2-24: Vector resultante.....	38
Figura 2-25: Representación de vector resultante en figura discreta.....	38
Figura 2-26: Vector máximo absoluto.....	39
Figura 2-27: Interfaz gráfica.....	40

Lista de tablas

Pág.

Tabla 1-1: Equivalencia entre la dosis de radiación recibida durante una radiografía de hueso y la recibida de forma natural.....	14
Tabla 2-1: Tipo de recinto y actividad con valoración mínima, media y máximo. adaptado de Ministerio de Minas y Energía (2009).....	23
Tabla 2-2: Medición de Lux en montaje experimental.	24
Tabla 2-3: Comparación entre gamas de teléfonos celulares y el precio.....	25
Tabla 2-4: Datos de pacientes voluntarios	27
Tabla 2-5: Resultados de un mismo paciente.	41
Tabla 2-6: Resultados de comparación.....	42
Tabla 2-7: Resultado prueba de plomada para pacientes con diagnóstico de rayos x	43
Tabla 2-8: Resultados de comparación de pacientes con prueba de plomada.....	44
Tabla 2-9: Especificaciones de los requisitos del sistema	45
Tabla 2-10: Especificaciones del equipo usado.	45
Tabla 2-11: Resultados tiempo de ejecución.	45

Introducción

Los rayos X son una forma de energía similar a las ondas de luz y de radio, tienen la suficiente potencia para pasar a través del cuerpo y crear imágenes de los órganos. Proporcionan información valiosa sobre el estado de salud se emplean como apoyo en el diagnóstico médico. Sin embargo, cuando se irradia un cuerpo, una parte de la radiación es absorbida por el paciente quien acumula cierta dosis de radiación por cada examen al que se somete, y solo los rayos que no se absorben se emplean para crear la imagen. En la literatura se reportan diversos efectos secundarios asociados con la exposición frecuente a la radiación, entre los que se destaca el incremento del riesgo de desarrollar un cáncer (Méndez, 2012).

En particular, los profesionales en el área de la salud ocupacional apoyan gran parte de sus diagnósticos con exámenes especializados, entre ellos se destacan los rayos X porque ofrecen una visión de las estructuras no superficiales del cuerpo y de lesiones que no se pueden diferenciar con facilidad por medio de valoraciones visuales clínicas. Sin embargo, debido a las normativas laborales que buscan la protección de la salud de los trabajadores, las valoraciones ocupacionales pueden llegar a tener una tasa de repetición significativa, esto deriva en mayor exposición a radiación del paciente y de los profesionales que toman el examen, quienes pueden experimentar daños en su salud, pues una dosis efectiva de rayos X se equipara con 6 meses de exposición a radiación natural (Tirado LR, González FD, & Sir FJ, 2015).

Un diagnóstico ocupacional recurrente es el de desviación de columna o escoliosis que puede realizarse por medio de exámenes clínicos como: test de plomada, asimetría del triángulo de la talla, desnivel de hombros, test de plomada, entre otros. No obstante, en el área ocupacional es muy común que se empleen exámenes radiológicos como soporte para el diagnóstico médico, la cual es utilizada para calcular la exactitud de la curvatura de la columna, la diferencia antropométrica entre hombros, etc. Como ya fue mencionado, esta situación puede derivar en exposición frecuente a radiación por cuenta de los cambios de empleo del trabajador o porque en un primer examen se obtuvo un concepto negativo, por

consiguiente, es necesario implementar medidas de prevención que permitan evitar el deterioro de la salud a causa de la radiación, por lo que es importante contar con herramientas confiables que no sean invasivas y que apoyen el diagnóstico de patologías existentes en el área de la salud ocupacional.

Debido a los avances de las técnicas de procesamiento digital de imágenes ha permitido desarrollar alternativas para la identificación y cuantificación de los desbalances entre hombros a partir de fotografías de diferentes planos del cuerpo humano. De acuerdo con la literatura consultada durante el desarrollo de este proyecto, entre las técnicas empleadas se destacan la fotogrametría y la geometría computacional, que en general pueden requerir recursos computacionales especializados para su ejecución y cuya implementación requiere conocimientos de matemáticas avanzadas.

Por lo anteriormente expuesto, en este trabajo integral de grado se desarrolla un algoritmo en el que se emplean técnicas básicas de procesamiento digital basada en la aplicación de operaciones de álgebra lineal en imágenes del plano frontal del cuerpo humano para estimar el desbalance o desnivel entre hombros, comúnmente asociado a desviaciones en la columna. Para el desarrollo de este proyecto se tiene el apoyo de profesionales en el área de salud de la IPS Centro de Diagnóstico Ocupacional.

El documento se encuentra organizado de la siguiente manera: el Capítulo 1 corresponde al marco referencial que contiene el estado del arte y los marcos: conceptual, teórico y legal. En el Capítulo 2 se presenta el diseño ingenieril, en él se describe el montaje experimental usado para la adquisición de imágenes, el banco de imágenes procesadas, detalles del desarrollo del algoritmo computacional, la interfaz gráfica implementada con AppDesinger de Matlab, y los resultados obtenidos con la aplicación del algoritmo en términos de precisión y nivel de complejidad. Finalmente, en el Capítulo 3 se presentan las conclusiones y recomendaciones derivadas del trabajo.

Objetivos

Objetivo general

Desarrollar un algoritmo de procesamiento digital de imágenes del plano frontal humano para estimar el desbalance antropométrico entre hombros.

Objetivos específicos

- Determinar un montaje experimental para la adquisición de imágenes del plano frontal.
- Estimar las medidas antropométricas a partir de las imágenes adquiridas.
- Verificar la exactitud del algoritmo implementado mediante la comparación con los resultados suministrados por imágenes de rayos X o por test de plomada.

1. Capítulo 1

1.1 Marco Referencial

1.1.1 Marco Conceptual.

1.1.2 Plano Frontal.

En la Figura 1-1 se ilustran los tres planos anatómicos del ser humano: Frontal, sagital y transversal. El frontal también se conoce como plano coronal, atraviesa el cuerpo de lado a lado de manera perpendicular al plano sagital, creando dos partes, una anterior (frontal) y otra posterior (dorsal) conforme se indica en la Figura 1-1b.

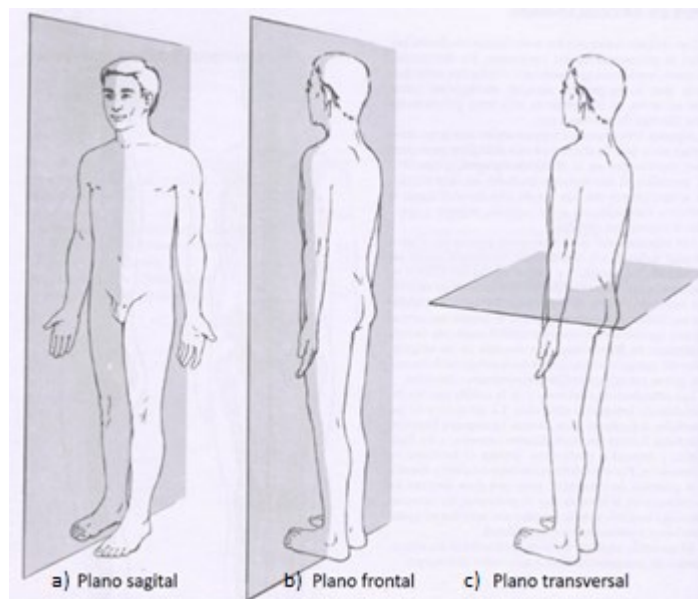


Figura 1-1: Plano Frontal.

Fuente: (Kendall's, 2007)


1.1.2 Rayos X

Se emplean principalmente en el área médica como apoyo para el diagnóstico, consisten en la emisión de radiación electromagnética para penetrar un cuerpo y

construir una imagen de partes no visibles o expuestas, como huesos y órganos. Se emplean principalmente en el área médica como apoyo para el diagnóstico clínico.

En función de la dosis a la que un sujeto se exponga puede experimentar diferentes efectos que van desde la adquisición de enfermedades a la radiación, la pérdida de conocimiento hasta la muerte (Organización mundial de la salud, 2000). La dosis efectiva de radiación se mide en milisiervert (mSv); $1\text{mSv} = 1\text{Gy}$. En la Tabla 1-1 se presenta la equivalencia entre la dosis de radiación recibida durante una radiografía de hueso y la recibida de forma natural.

Tabla 1-1: Equivalencia entre la dosis de radiación recibida durante una radiografía de hueso y la recibida de forma natural.

<p>HUESO</p> 	<p>Procedimiento</p>	<p>Dosis efectiva radiación aproximada</p>	<p>Comparación con radiación natural</p>
	<p>Rayos X de columna</p>	<p>1,5 mSv</p>	<p>6 meses</p>

Fuente: (Jiménez, 2014)

1.1.3 Indicadores de Escoliosis.

La escoliosis es una desviación lateral de la columna vertebral que se presenta en la mayoría de los casos desde el período de crecimiento estable. Una persona con escoliosis puede experimentar diferentes problemas de acuerdo con el nivel de deformidad como daño cardíaco y pulmonar, problemas en la espalda y cambios en su aspecto. La escoliosis puede ser leve, moderada o grave, sólo en el último caso se puede apreciar claramente en un examen clínico visual, por tanto, es común que el profesional médico se apoye en imágenes radiológicas para el diagnóstico de los otros dos casos (Monsalve, Corena, & Samudio, 2010).

La curvatura en la columna derivada de la escoliosis puede tener forma de C o S, para su diagnóstico los médicos emplean diferentes indicadores:

- Hombros dispares, Un omóplato parece más elevado que el otro.
- Cintura dispares, Un lado de la cintura parece más alto que el otro.

Ambos indicadores se ilustran en la Figura 1-2.



Figura 1-2: Localización de zonas de interés

Fuente: (Robles, 2016)

1.1.4 Prueba de plomada.

Kendall (2007) explica que la prueba de plomada consiste en evaluar la posición empleando un marco de referencia milimétrico que suministra una vista simple, la linealidad y simetría de los segmentos corporales. En la prueba de plomada se deben considerar los siguientes puntos a evaluar en el plano frontal:

Colocar plomada evitando posibles oscilaciones.

Paciente con el mínimo de ropa.

Posición anatómica.

1.1.5 Tipos de imagen digital.

Una imagen digital es una representación bidimensional formada por una serie de matrices numéricas que se encuentran almacenadas y que definen sus características, se obtienen a través de dispositivos como un escáner o una cámara fotográfica digital (Navarro, 2008).

De acuerdo con Navarro (2008), entre los tipos de imágenes digitales se destacan:

- Imagen a escala de grises: Se compone con hasta 250 tonalidades de tres colores, blanco, negro y gris. ·
- Modo color indexado: Archivo de 8 bits que se puede componer con hasta 256 colores. ·
- Modo RGB: Se emplea en las pantallas de pc y móviles, se compone de 3 colores básicos: rojo (R), verde (G) y azul (B), a partir de los cuales se representan los otros colores como se ilustra en la Figura 1-3.

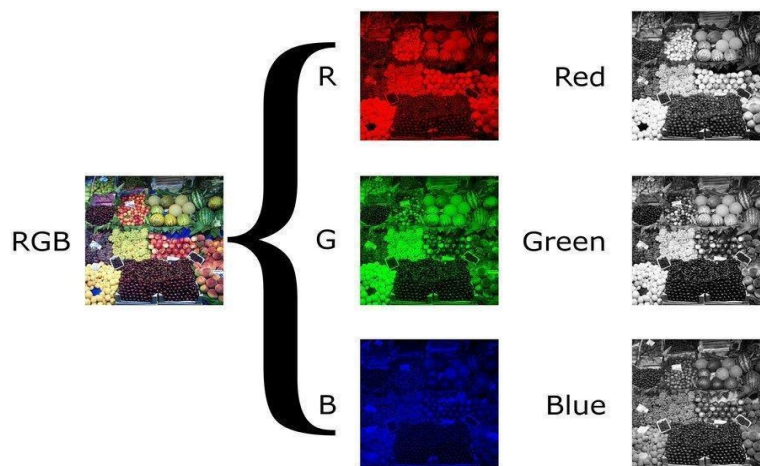


Figura 1-3: Composición de una imagen RGB.

Fuente: (Navarro, 2008).

1.1.6 Píxel.

Es el elemento esencial en una imagen y el punto más pequeño de una pantalla, se relaciona directamente con la resolución (RAE, 2016). En el procesamiento digital de imágenes se emplea también el término píxel válido que hace referencia a que su valor es diferente de 0.

1.1.7 Resolución

Es el número de píxeles representados en una imagen, por tanto, la calidad visual es directamente proporcional al número de píxeles (Navarro, 2008). La resolución se define en función del tamaño de la imagen.

Para calcular la resolución de una imagen se multiplica el alto por el ancho de la imagen como se indica en la ecuación (1).

$$\text{Resolución} = \text{Alto} * \text{Ancho} \quad (1)$$

Por ejemplo, para un tamaño de 4032X3024 la resolución es igual a 12,19 megapíxeles.

1.1.8 Luxometría

Para garantizar un ambiente de trabajo con iluminación suficiente y de calidad; ello se logra a través del desarrollo de estudios higiénicos que comparados con estándares ocupacionales permiten identificar falencias que pueden ser corregidas a través del diseño estratégico del ambiente de trabajo y un servicio de mantenimiento eficiente (Ministerio de Minas y Energía, 2009). A continuación, se presentan de manera general, aspectos importantes que se deben tener presentes para la evaluación de Luxometría.

- Flujo luminoso: Se mide en lúmenes y corresponde a la cantidad de luz que puede ser emitida por una fuente luminosa
- Iluminación o Iluminancia: Se mide en lux, y 1 lux corresponde a 1 lúmen, hace referencia al flujo luminoso que incide sobre una superficie.
- Rendimiento luminoso: Se mide en lumen por watts (lm/w), se emplea para medir la relación entre la energía que se transforma en luz y la que se consume.
- Luminancia: Se refiere a la luz reflejada como consecuencia de su incidencia en una superficie, es la propiedad que permite que los objetos puedan verse a través del sentido de la vista.
- Reflexividad: Es el porcentaje de luz incidente reflejado por una superficie.
- Luxómetro: Instrumento que se emplea para medir en ambientes el nivel de iluminación artificial o natural.

1.2 Marco teórico

1.2.1 Segmentación de imágenes

Se emplea para evaluar cada píxel de la imagen y decidir si contiene o no las características de interés, divide una imagen en regiones conformadas por píxeles con propiedades o atributos similares, tales como niveles de gris, contraste o texturas.

- Segmentación basada en características de píxel: Se usa frecuentemente cuando se requiere separar objetos con características similares de color o intensidad de un fondo. Se puede definir un umbral de segmentación para separar un objeto del fondo, de forma que los píxeles que no superan el umbral pertenecen al fondo.

1.2.2 Escala de grises

Es necesario convertir la imagen a escala de grises para proceder a la binarización, de acuerdo con para ello se convierten los valores R, G y B en valores de escala de grises formando una suma ponderada de los componentes (Matlab, R2019b) que se expresa con la siguiente ecuación (2).

$$\text{Escala de grises} = 0.2989 * R + 0.5870 * G + 0.1140 * B \quad (2)$$

1.2.3 Filtro de mediana

Este filtro permite homogeneizar los píxeles que contengan diferentes intensidades (Lim, Jae S, 1990), es eficaz para reducir simultáneamente el ruido y preservar los bordes. Calcula la mediana buscando el valor central de todos los datos definida por la ecuación (3), alrededor de cada valor de la imagen, considerando los $\pm k$ vecinos, y tomando en total hasta $2k+1$ muestras, conforme se expresa en las ecuaciones (4) y (5).

$$\text{Mediana} = \frac{n + 1}{2} \quad (3)$$

$$f(x) = y_{med} \quad (4)$$

$$f(x) = y_{med} = \text{median}\{f(x-k), \dots, f(x-1), f(x), f(x+1), \dots, f(x+k)\} \quad (5)$$

1.2.4 Binarización

Es una técnica que se basa en la realización de un barrido en la matriz de la imagen digital por medio de bucles, su objetivo es reducir la información contenida en la matriz de la imagen convirtiendo sus valores a variables binarias, es decir, de verdadero y falso que usualmente se representan por 1's y 0's respectivamente, siendo negro = 0 y blanco = 255. Esto se realiza para separar objetos o segmentos que sean de importancia, del resto de la imagen (Puneet, Garg, 2013).

$$g(x, y) = \begin{cases} 1 & \text{if } f(x, y) \geq T \\ 0 & \text{de otra manera} \end{cases} \quad (6)$$

1.3 Marco legal

La autorización que hace una persona para que otra entidad trate su información, está reglamentada en el Decreto 1377 de 2013, donde se estipula que el tratamiento de esa información debe ser única y exclusivamente con para el fin para el cual ha sido autorizado. Este consentimiento puede ser dado de manera oral o escrita, y tiene que ser de manera expresa.

Para el desarrollo de este trabajo, respecto al consentimiento que debe firmar el voluntario, se empleó un documento que debe ir diligenciado por la persona, esto para dar veracidad cumplimiento a las políticas de Colombia respecto al tratamiento de los datos.

1.4 Estado del Arte

A continuación, se relacionan algunos de los trabajos que se consultaron durante el desarrollo del presente proyecto para orientar la implementación del algoritmo propuesto.

En Furlanetto, Candotti, Loss, Comerlato, (2012) emplean la fotogrametría como método para evaluar la postura de la columna vertebral de un individuo, destacan que es una técnica no invasiva, simple y de bajo costo, es válida para la evaluación de la columna vertebral en el plano frontal; el paciente fue sometido a tres procedimientos para adquisición de datos: (1) palpación y marcado de los puntos de referencia anatómicos; (2) examen de rayos X, realizado por un profesional responsable; y (3) fotografía de plano frontal. Los resultados muestran una correlación fuerte y significativa entre los resultados para la clasificación de la postura proporcionados por el examen de rayos X y los obtenidos con DIPA (Evaluación postural basada en imagen).

Otro trabajo destacado es el presentado en García, Gutiérrez & Fernández (2019), donde se realiza una revisión sistemática sobre el software de evaluación postural (PAS/SAPO) con el objetivo de analizar la confiabilidad de la evolución de la herramienta de evaluación postural publicados en revistas científicas, incluyendo todos los estudios en español, inglés o portugués desde 2004 hasta 2016 y criterios de exclusión como documentos sin los datos precisos, sin datos numéricos y documentos duplicados, presentando como resultado a través de los estudios realizados que el software PAS/SAPO es viable, confiable y preciso para la medición de valores angulares y distancias corporales.

Así mismo, Guerrero & Guáqueta(2016) implementan una herramienta de apoyo para el diagnóstico de malformaciones de la columna, basada en técnicas de visión por computador. En este trabajo adecuaron un escenario apto para tomar datos mediante un sensor KinectV2, el cual entrega imágenes de profundidad en un rango de 0.5 a 4.5 metros de distancia con un tamaño de imagen de 640X480px. A partir de los datos entregados se observa que se logró implementar un sistema que arroja resultados significativamente certeros entre un paciente sano y un paciente con posible riesgo de malformación en la columna; los datos obtenidos por dichas imágenes fueron comparados con los pacientes que clínicamente han sido diagnosticados con escoliosis.

Por su parte, Adankon, Chihab, Dansereau, Labelle, Cheriet (2013) implementa una técnica no invasiva para la evaluación de escoliosis, que consiste en utilizar un sistema óptico de digitalización de superficies conformado por 4 escáneres (Capturor II Large Field) situados alrededor del paciente que enfocan el cuerpo de la persona en cuya piel se han situado previamente marcadores visibles en puntos claves de referencia anatómicos, todo el proceso, desde el escaneo hasta la detección, tarda alrededor de 10 minutos. El modelo detecta el 93% de los casos progresivos y el 80% de los casos no progresivos, sin embargo, sólo el 7% de las progresiones de escoliosis no se detectan. Por otra parte, Mazzuia (2015) desarrollaron una aplicación móvil para iPhone llamada CobbMeter que calcula deformidades de la columna vertebral en radiografías de rayos X empleando el sensor de ángulo del teléfono; los resultados obtenidos por la aplicación fueron comparados con los resultados manuales que realizaron dos profesionales de la medicina, se concluyó que la correlación entre estas valoraciones era significativa, aunque en este caso es necesario tener con anticipación las radiografías de rayos X.

Finalmente, también existen software especializados, por ejemplo, en Colombia existe una empresa especializada en la venta y distribución de equipos de Biomecánica, Rehabilitación y Medicina del Deporte (ADiBAS, Paez, 2007), que cuenta con un software llamado ADiBAS para el análisis de la postura, este es preciso y fácil de utilizar, su desventaja, los elevados costos de adquisición e implementación.

2 Capítulo 2

2.1 Diseño ingenieril.

En este capítulo se presenta el proceso seguido para el desarrollo de un algoritmo que calcula la diferencia entre los hombros de una persona a partir de fotos de su plano frontal. Inicialmente se establecieron las características y condiciones del montaje experimental para la adquisición de imágenes, las imágenes tomadas se procesaron digitalmente para acondicionarse al formato requerido por el algoritmo que estima la diferencia entre hombros, esta serie de pasos conforman la metodología empleada y se ilustran en la Figura 2-1.

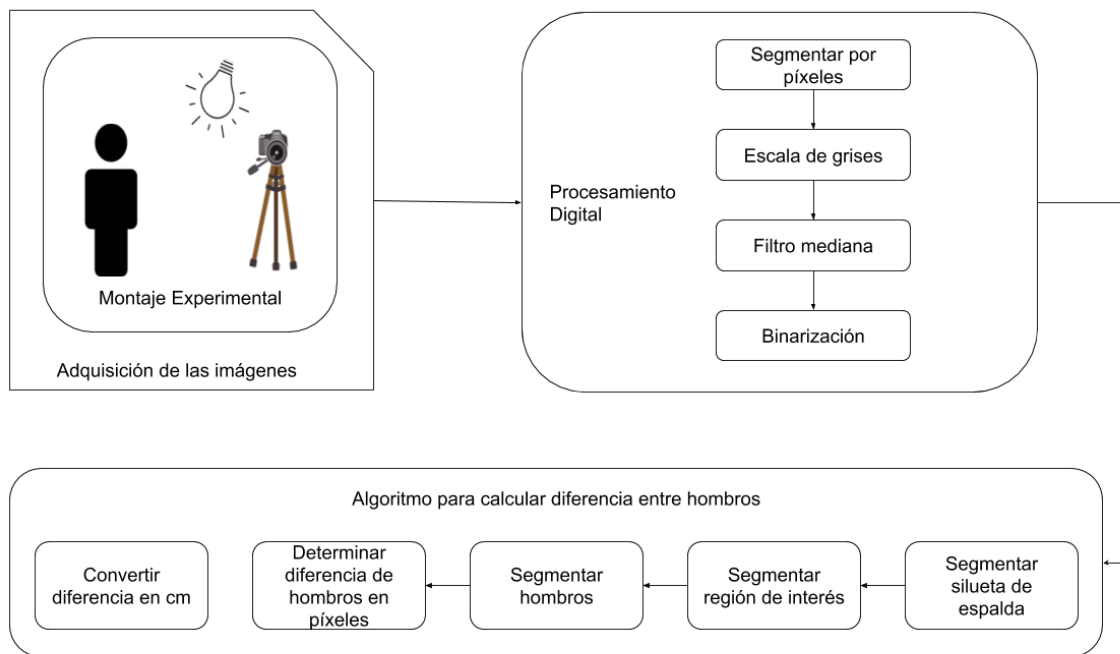


Figura 2-1: Diagrama de flujo de la metodología.

Fuente: Propia

2.2 Montaje experimental

La adquisición de los registros fotográficos se realizó teniendo en cuenta la iluminación del ambiente. Para tomar las fotografías se consideró como referencia el nivel recomendado de lúmenes para oficinas por el Reglamento Técnico de Iluminación y Alumbrado Público (Ministerio de minas y energía, 2009) cuyos valores mínimos, máximos e intermedios se presentan en la Tabla 2-1. El área en la que se trabajó corresponde a un espacio de 4m² que se encuentra iluminada con tecnología LED, para verificar que las condiciones correspondían a las establecidas se realizaron una serie de mediciones del nivel de iluminación empleando un luxómetro digital EXTECH modelo PEAK TECH, los resultados se resumen en la Tabla 2-2.

Tabla 2-1: Tipo de recinto y actividad con valoración mínima, media y máximo. - adaptado de (Ministerio de minas y energía, 2009).

<i>Tipo de recinto y actividad</i>	<i>Niveles de iluminancia (Lux)</i>		
	<i>Mínimo</i>	<i>Medio</i>	<i>Máximo</i>
<i>Oficinas de tipo general, mecanografía y computación.</i>	300	500	750

Fuente: (Ministerio de Minas y Energía, 2009)

Tabla 2-2: Medición de Lux en montaje experimental.

Medición	Lux	Promedio
30cm a la izquierda de la persona	696	700.3
Perpendicular a la persona	704	
30cm a la derecha de la persona	701	

Fuente: Propia

La calidad de una imagen está directamente relacionada con la resolución de la cámara con la que se registra. Normalmente las cámaras con mayor resolución vienen integradas en celulares de gamas alta y premium. En Colombia de acuerdo con Venegas (2019), los rangos de precio de los celulares varían en función de la gama del equipo conforme se presenta en la Tabla 2-3.

Basados en las características del mercado colombiano de telefonía móvil y para garantizar la calidad de la imagen adquirida, en el desarrollo de este proyecto se empleó un Samsung S8 que posee una cámara RGB de 12 MP con 72ppp a una relación de 3:4, que genera una imagen con un tamaño 4032X3024 px.

Tabla 2-3: Comparación entre gamas de teléfonos celulares y el precio.

Calidad	Precio	Cámara
Ultrabaja	Hasta \$170.000	5MP
Baja	\$170.000 - \$400.000	5MP
Media	\$400.000 - \$755.900	8MP
Alta	\$755.900 - \$1.400.000	12MP
Premium	Más de \$1.400.000	12MP+Extras

Fuente: Claro / Tigo / Movistar / Móvil Éxito / Sondeo LR - Adaptado de (Venegas, 2019)

Para la toma de las fotografías se estableció una distancia entre el sujeto voluntario y el dispositivo fotográfico de 2 m, mientras que la altura para fotografiar el plano frontal de la persona es de 1.3 m, conforme se ilustra en la Figura 2-2. Tales medidas se definieron con base en las características de la matriz de píxeles que requiere el algoritmo computacional que estima el desbalance entre los hombros. Otras condiciones importantes durante el registro fotográfico son que el fondo debe ser de un tono blanco y la superficie desde donde se ubican el paciente hasta donde se encuentra el trípode debe ser plana. Una fotografía del montaje experimental empleado en este proyecto se presenta en la Figura 2-3.

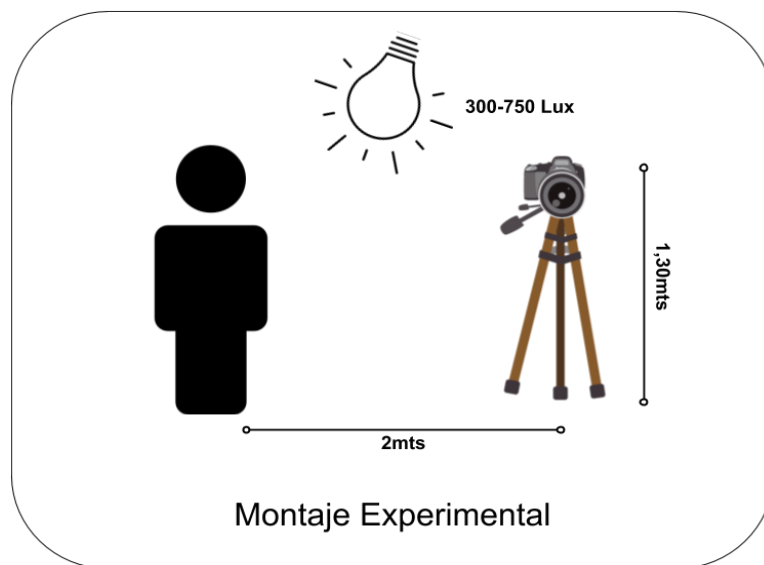


Figura 2-2: Montaje Experimental

Fuente: Propia



Figura 2-3: Escenario con dispositivo fotográfico

Fuente: Propia

2.3 Muestra de banco de imágenes

Bajo supervisión de un profesional del área de la salud se capturaron tres imágenes RGB del plano frontal de cada voluntario con los hombros flexionados a 90 grados y los brazos extendidos tocando la pared paralelos al suelo, conforme se ilustra en la Figura 2-4. En total se realizó el registro fotográfico de los planos frontales de 15 personas adultas, 10 hombres y 5 mujeres, en la Tabla 2-4 se registran las diferentes características fisiológicas de los voluntarios para ilustrar que el algoritmo evaluó el desbalance en hombros de personas con diferente estatura, edad y género.

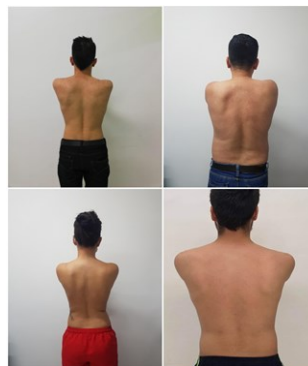


Figura 2-4: Imagen de pacientes voluntarios

Fuente: Propia

Tabla 2-4: Datos de pacientes voluntarios

Paciente	Edad (años)	Estatura (m)	Género
1	23	1.75	M
2	37	1.76	M
3	25	1.68	F
4	23	1.80	M
5	30	1.58	F
6	20	1.53	F
7	21	1.73	M
8	23	1.71	M
9	34	1.84	M
10	29	1.76	F
11	47	1.79	M
12	25	1.67	F
13	52	1.71	M
14	52	1.80	M
15	23	1.75	M

Fuente: Propia

2.4 Procesamiento Digital.

En esta sección se describen las diferentes técnicas y operaciones de procesamiento digital de que se aplicaron sobre las imágenes para ajustar sus características de acuerdo con los requerimientos del algoritmo que calcula el desbalance entre hombros.

Segmentación basada en características de píxel: Se realiza para extraer las áreas de piel expuesta de la fotografía y eliminar el fondo como se ilustra en la Figura 2-5, consiste en reemplazar por 255 los valores encontrados en los elementos R, G Y B que se encuentren contenidos en el rango del umbral definido por los límites A y B, que se implementa por medio de la ecuación (7). Conforme se ilustra en la Figura 2-6, los píxeles que no corresponden a áreas de piel se convierten en 255.

$$g(x,y) = 255 \text{ if } f(x,y) \geq A, g(x,y) = 255 \text{ if } f(x,y) \leq B \quad (7)$$



Figura 2-5:Segmentación por píxeles

Fuente: Propia

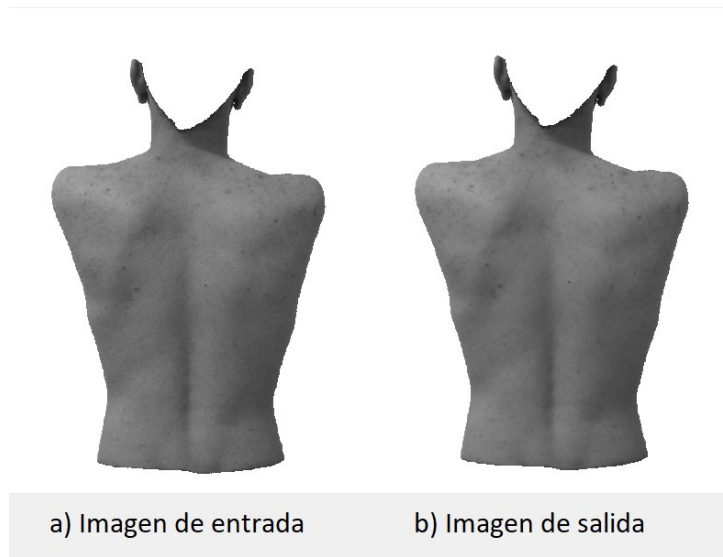


Figura 2-9: Aplicación del filtro mediano a la imagen de entrada

Fuente: Propia

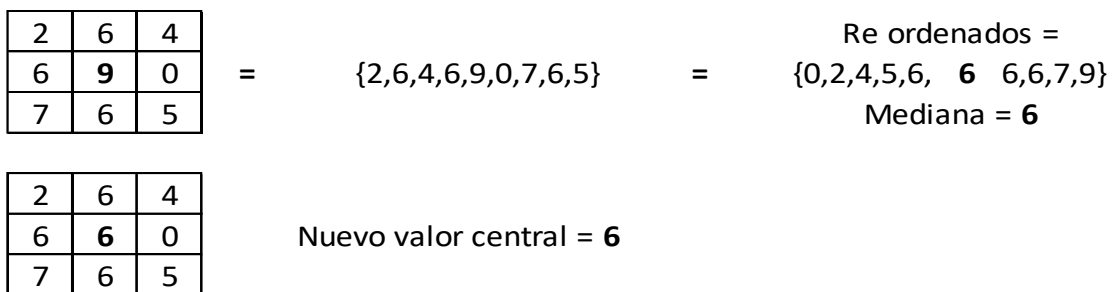


Figura 2-10: Aplicación del filtro mediana

Fuente: Propia

Binarización: En la Figura 2-11 se presenta el resultado de binarizar la imagen a escala de grises por medio de la conversión de los valores de la imagen de entrada en valores lógicos o binarios (cero y uno), aplicando un proceso de selección en el que todos las posiciones o píxeles cuyo valor sea igual a 255 se transforman en 0 y en 1 los excedentes, estos últimos corresponden a la región de interés, el proceso se ilustra en la Figura 2-12.

resultado es el ilustrado en la Figura 2-15b. Una representación matricial de este proceso a partir de la operación sobre las matrices se presenta en la Figura 16.

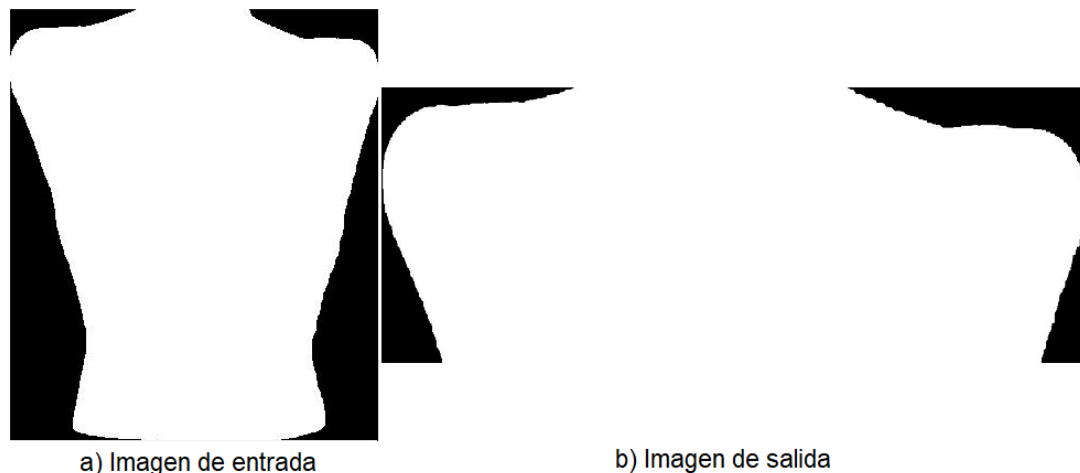


Figura 2-15: Región de interés

Fuente: Propia

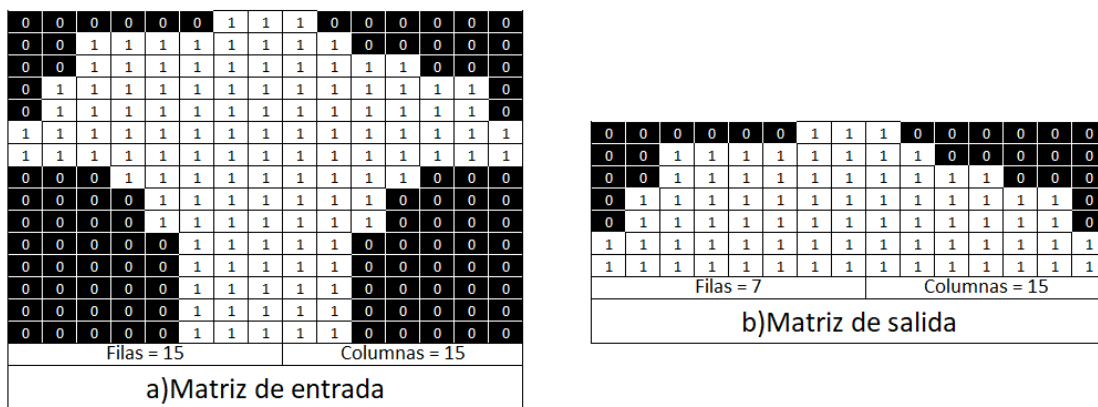


Figura 2-16: Representación en matriz de la segmentación del área de interés

Fuente: Propia

Segmentación de hombros: A partir de la imagen dorsal de la espalda ilustrada en la Figura 2-15b, se procede a separar los hombros en dos imágenes del mismo tamaño como se observa en la Figura 2-18, para poder dividir las matrices es necesario que el número de columnas sea par, por lo que se añade una columna de ceros al final de la matriz en el caso en que las columnas de la matriz de la parte dorsal de la espalda sea impar, los resultados

se presentan en la Figura 2-17. El proceso consiste en separar verticalmente la matriz en dos submatrices iguales conforme se representa en la Figura 2-19.

0	0	0	0	0	0	1	1	1	0	0	0	0	0	0	0	0
0	0	1	1	1	1	1	1	1	1	0	0	0	0	0	0	0
0	0	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	0	0	0	0	0
0	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	0	0	0
0	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	0	0	0
1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	0
1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	0
Filas = 7								Columnas = 16								

Figura 2-17: Ajuste matriz para separar verticalmente en dos submatrices

Fuente: Propia



Figura 2-18: Separación de hombros

Fuente: Propia

0	0	0	0	0	0	1	1	1	0	0	0	0	0	0	0	0
0	0	1	1	1	1	1	1	1	1	0	0	0	0	0	0	0
0	0	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	0	0	0	0	0
0	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	0	0	0
0	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	0	0	0
1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	0	0
1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	0	0
Matriz Hombro izquierdo								Matriz Hombro Derecho								

Figura 2-19: Representación en matriz de la separación de hombros

Fuente: Propia

Determinar diferencia de hombros en píxeles: Para comparar las regiones dorsales píxel a píxel obtenidas en el paso anterior, primero se reorganiza la matriz del hombro derecho de forma que su última columna pasa a ser la primera, la penúltima se convierte en la

segunda y así sucesivamente hasta formar una matriz espejo de la original como se indica en la Figura 2-20.

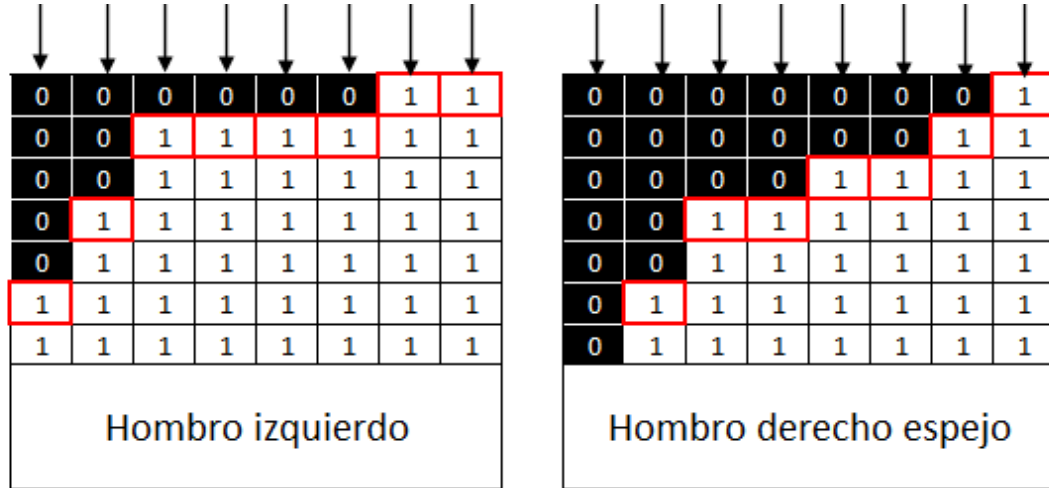


Figura 2-20: Representación en matriz de la Matriz B reorganizada.

Fuente: Propia

Luego, se obtiene para la imagen de cada hombro, un vector que contiene la distancia en píxeles desde el borde de la imagen hasta límite que encierra la silueta del cuerpo conforme se ilustra en la Figura 2-21 y en la Figura 2-22, los resultados de los vectores se observan en la Figura 2-23.

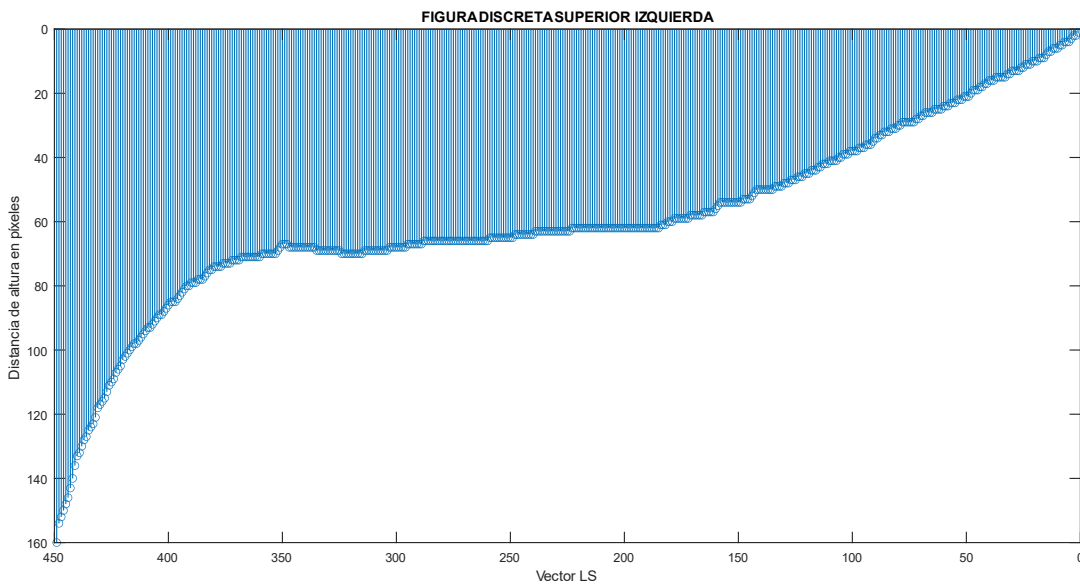


Figura 2-21: Representación de hombro izquierdo en señal discreta

Fuente: Propia

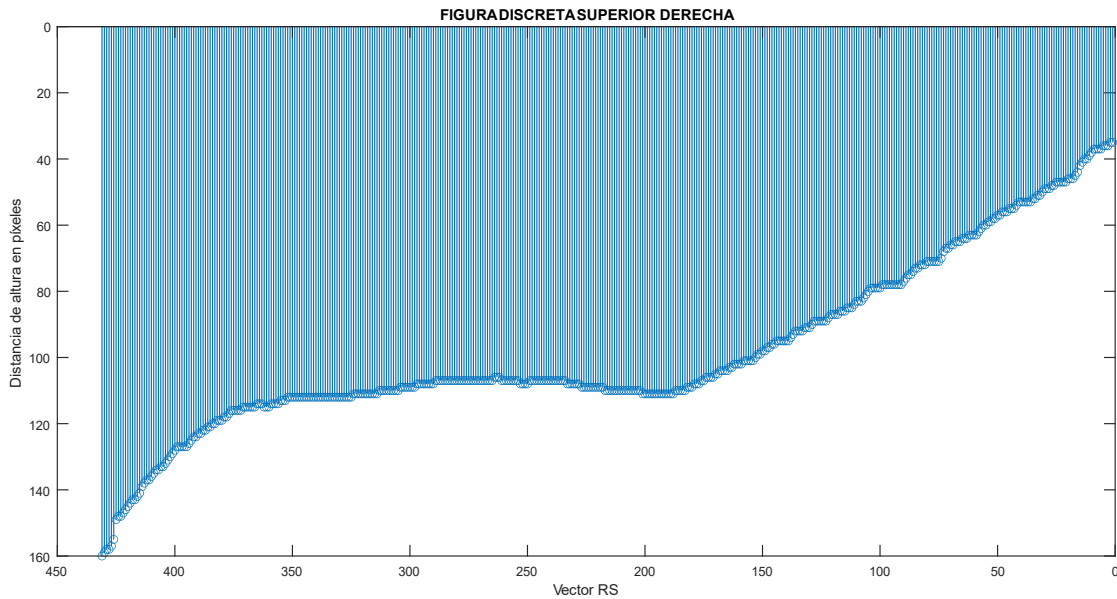


Figura 2-22: Representación de hombro Derecho en señal discreta

Fuente: Propia

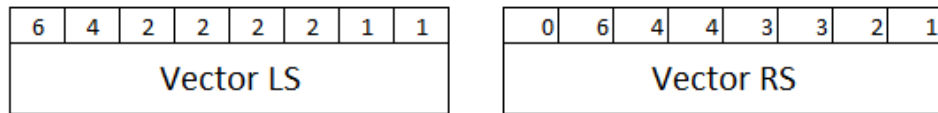


Figura 2-23: Representación en vector la posición de píxeles de interés.

Fuente: Propia

Se procede entonces a estimar la diferencia en píxeles entre los hombros restando los vectores aplicando la ecuación (8), donde LS y RS corresponden a los vectores de distancias de los hombros derecho e izquierdo, respectivamente.

$$Diferencia\ en\ Píxeles = Vector_{RS} - Vector_{LS} \tag{8}$$

El resultado se presenta en la Figura 2-24 y corresponde a un vector de distancias en píxeles, que en algunos casos puede contener también valores negativos, esto sucede cuando en la región del hombro izquierdo hay valores mayores a los contenidos en la región del hombro derecho, lo que significa que el izquierdo está en ascenso respecto al derecho

y viceversa, por consiguiente, existe un desbalance antropométrico entre los hombros. Una representación gráfica de la diferencia estimada se presenta en la Figura 2-25

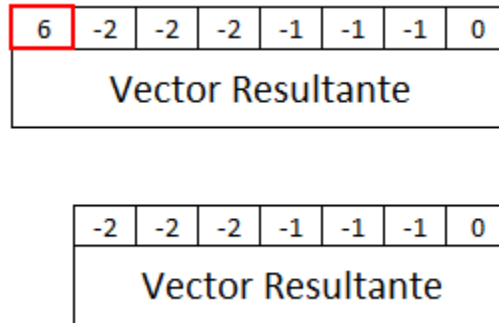


Figura 2-24: Vector resultante

Fuente: Propia

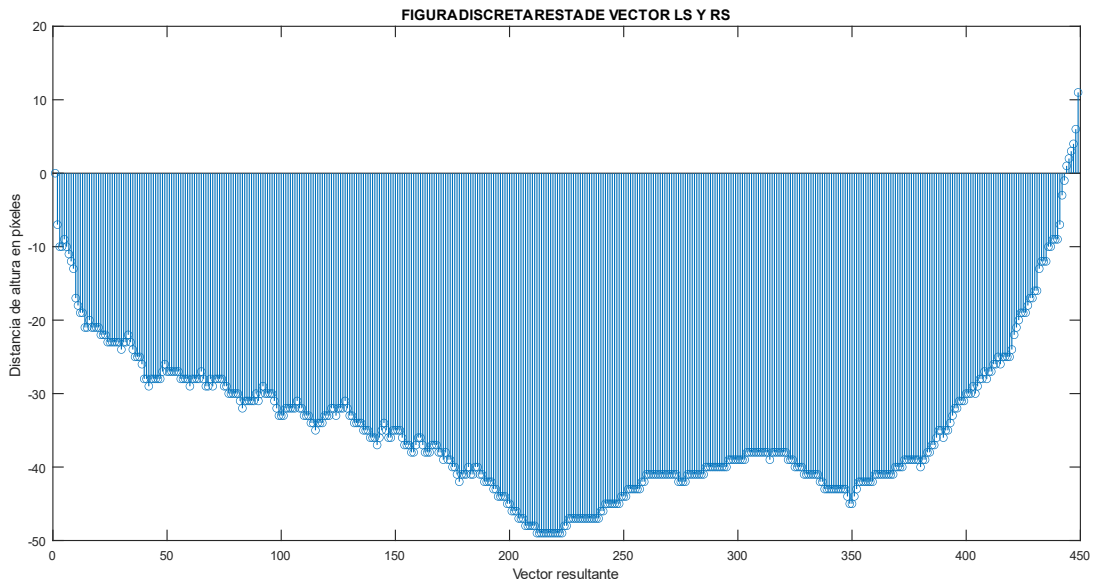


Figura 2-25: Representación de vector resultante en figura discreta.

Fuente: Propia

Luego, se extrae del vector de diferencias resultante la de mayor valor absoluto, que corresponde a la máxima diferencia presente entre los hombros conforme se ejemplifica en la Figura 2-26, por tanto, es el valor de píxel que se emplea para realizar la conversión a centímetros.

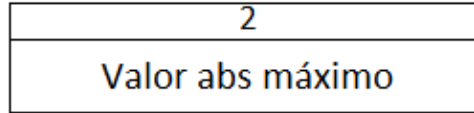


Figura 2-26: Vector máximo absoluto.

Fuente: Propia

Convertir diferencia en centímetros: Después de estimar la diferencia en píxeles que separa a los hombros se procede a convertir el valor hallado a centímetros. Para realizar la conversión es necesario tener los siguientes datos:

- Valor de píxel estimado.
- Resolución en píxel por pulgada de la cámara empleada.
- Valor de unidad de pulgada.

A continuación, se emplea la ecuación (9) definida en Jiménez (2014) para convertir la unidad de píxel a pulgadas, donde valor de píxel corresponde al valor máximo absoluto del vector resultante, luego se realiza la conversión con la ecuación (10) a centímetros usando las relaciones entre ambas medidas definidas por el sistema internacional:

- Convertir el valor en pulgada.

$$\text{Valor en pulgadas} = \frac{\text{Valor de píxel}}{\text{Valor de resolución}} \quad (9)$$

- Convertir el valor en centímetros.

$$\text{Valor en centímetros} = \frac{\text{Valor en pulgada}}{\text{Valor de pulgada}} \quad (10)$$

2.4 Interfaz gráfica

La interfaz gráfica se implementó utilizando AppDesinger, una aplicación integrada al editor de Matlab con un amplio entorno de desarrollo que facilita vistas de diseño y código para implementar un diverso conjunto de componentes interactivos. La interfaz se diseñó de forma que el usuario puede cargar y visualizar las imágenes y observar los principales resultados del algoritmo implementado, incluso aquellos que se obtienen en pasos intermedios del procesamiento. En la Figura 2-27 se presenta una vista de la interfaz desarrollada.



Figura 2-27: Interfaz gráfica

Fuente: Propia

La interfaz consta de dos botones, cinco ventanas de imágenes, dos cajas numéricas y dos cajas de texto. El botón de Cargar tiene como propósito buscar imágenes en la base de datos para cargarla en el espacio asignado para mostrar la *Imagen Original*. Una vez cargada la imagen se puede presionar el botón de Procesar para iniciar la ejecución del algoritmo. Los resultados se irán desplegando en los espacios asignados a la visualización de la imagen sin fondo, la región de interés y la separación de las regiones que contienen los hombros. Se usaron también, dos cajas numéricas para mostrar el resultado numérico e indicar el valor de la diferencia entre hombros en unidades de píxel y en centímetros.

Además, dos cajas de texto muestran con base en la diferencia calculada, en qué posición se encuentra un hombro con respecto al otro.

2.5 Resultados

2.5.1 Análisis de la variabilidad del algoritmo

Para evaluar la variabilidad del algoritmo se procesaron diez imágenes de un mismo paciente, adquiridas en diferentes fechas. Los resultados de la diferencia entre hombros estimada se presentan en la Tabla 2-5 en píxeles y centímetros, luego se calcula la desviación estándar para el valor en centímetros que es el de interés, el resultado obtenido es calculado con la ecuación (11) y muestra que la variabilidad del algoritmo es baja.

$$\text{Desviación estándar} = \sqrt{\frac{\sum(x - \bar{x})^2}{n}} \quad (11)$$

Tabla 2-5: Resultados de un mismo paciente.

Prueba	Resultado Algoritmo (Píxel)	Resultado Algoritmo (cm)
1	38	1,341
2	34	1,199
3	49	1,729
4	50	1,764
5	48	1,693
6	49	1,729
7	38	1,341
8	46	1,623
9	48	1,693
10	46	1,623
Promedio		1,573
Desviación estándar		0,201

Fuente: Propia

2.5.2 Comparación de paciente con diagnóstico de Rayos X

Esta prueba pretende determinar la exactitud del algoritmo por medio del cálculo del error entre la distancia estimada y el valor reportado en el informe de radiología, que se considerará como valor real. Se analizaron 5 de los 15 pacientes, quienes cuentan con el resultado de Rayos X, en la Tabla 2-6 se observan los resultados del diagnóstico médico, el resultado del algoritmo, el error absoluto calculado con la ecuación (12) y el error relativo calculado con la ecuación (13). El promedio de error relativo es del 15,53%, sin embargo, solo en dos casos el error es significativo y corresponde a subestimaciones de la diferencia, no obstante, para una evaluación más rigurosa del algoritmo es necesario contar con un mayor número de imágenes de pacientes previamente diagnosticados por medio de exámenes radiológicos.

$$\text{Error absoluto} = \text{Valor de medida} - \text{Valor exacto} \quad (12)$$

$$\text{Error relativo} = \frac{(\text{Valor de medida} - \text{Valor real})}{\text{Valor Real}} * 100\% \quad (13)$$

Tabla 2-6: Resultados de comparación.

Paciente	Diagnóstico médico RayosX (cm)	Resultado algoritmo (cm)	Error Absoluto (cm)	Error Relativo (%)
1	1	1,0936	0,0936	9,36
2	1	0,8819	0,1181	11,81
3	3	2,3283	0,6717	22,39
4	3	3,2456	0,2456	8,186
5	2	1,4817	0,5183	25,915
Promedio			0,33	15,53

Fuente: Propia

Para verificar el algoritmo respecto a la identificación del ascenso y el descenso de cada hombro, también se realizó la prueba de plomada cada paciente con diagnóstico de rayos

X, los resultados se presentan en la Tabla 2-7 y evidencia que, aunque el algoritmo subestima con errores significativos la distancia, acierta respecto al ascenso y descenso.

Tabla 2-7: Resultado prueba de plomada para pacientes con diagnóstico de rayos x

Paciente	Desbalance algoritmo Izquierdo - Derecho		Desbalance diagnóstico médico Izquierdo - Derecho	
1	Descenso	Ascenso	Descenso	Ascenso
2	Descenso	Ascenso	Descenso	Ascenso
3	Descenso	Ascenso	Descenso	Ascenso
4	Descenso	Ascenso	Descenso	Ascenso
5	Ascenso	Descenso	Ascenso	Descenso

Fuente: Propia

2.5.3 Evaluación de la exactitud del algoritmo respecto a resultados obtenidos por medio de prueba de Plomada

La exactitud del algoritmo también se evaluó respecto al diagnóstico realizado por un profesional de salud ocupacional a partir de la prueba de plomada para los 10 pacientes que no cuentan con los resultados de radiología. En este caso la comparación se hace respecto a al porcentaje de aciertos en la identificación del desbalance de cada hombro, es decir, se evalúa que el algoritmo indique para cada uno de los hombros si se encuentra en ascenso o descenso. Los resultados se presentan en la Tabla 2-8, el porcentaje de aciertos fue del 100%, esto es un buen indicador porque las características fisiológicas de los voluntarios son variadas, sin embargo, no es definitivo puesto que se requiere de una población más numerosa.

Tabla 2-8: Resultados de comparación de pacientes con prueba de plomada.

Paciente	Diferencia en píxel	Diferencia en cm	Desbalance algoritmo		Desbalance diagnóstico médico	
			Izquierdo - Derecho	Izquierdo - Derecho	Izquierdo - Derecho	Izquierdo - Derecho
1	49	1,0936	Ascenso	Descenso	Ascenso	Descenso
2	5	2.3283	Descenso	Ascenso	Descenso	Ascenso
3	105	3.2456	Ascenso	Descenso	Ascenso	Descenso
4	46	1.4817	Ascenso	Descenso	Ascenso	Descenso
5	6	0.9663	Ascenso	Descenso	Ascenso	Descenso
6	11	1.3134	Ascenso	Descenso	Ascenso	Descenso
7	29	1.0231	Ascenso	Descenso	Ascenso	Descenso
8	16	0.5644	Descenso	Ascenso	Descenso	Ascenso
9	36	1.2700	Descenso	Ascenso	Descenso	Ascenso
10	49	1,0936	Ascenso	Descenso	Ascenso	Descenso

Fuente: Propia

2.6 Nivel de complejidad

El nivel de complejidad de los algoritmos implementados en Matlab® exige que las características del equipo empleado para las simulaciones sean de mínimo 1GB de memoria GPU, como se observa en la Tabla 2-9, la memoria RAM recomendada es de mínimo 4GB para la ejecución del software.

Tabla 2-9: Especificaciones de los requisitos del sistema

Requisitos del sistema				
Sistema operativo:	Procesador	RAM	Tarjeta gráfica	Disco
-Windows 7 en adelante -Mac 10.10 en adelante -Linux 2.6 o superior	Intel o AMD x86-64 con soporte de instrucciones AVX2.	1GB mínimo, 4 GB recomendado.	Soporte para OpenGL 3.3 recomendado con 1 GB en GPU.	2 GB solo para MATLAB, 4-6 GB para una instalación típica.

Fuente: Propia

En la Tabla 2-10 se presentan las características del equipo empleado en la ejecución del algoritmo propuesto y desarrollado en este proyecto. En comparación con la Tabla 2-8 las características del computador empleado satisfacen los requisitos mínimos.

Tabla 2-10: Especificaciones del equipo usado.

Equipo Usado				
Sistema operativo:	Procesador	RAM	Tarjeta gráfica	Disco
-Windows 10	Intel x64	4GB	Intel® UHD Graphics 620	1T

Fuente: Propia

Se midieron los tiempos de la ejecución del algoritmo de todas las fotos, se procesaron 2 imágenes por cada paciente; cada foto fue ejecutada 10 veces, para un total de 300 tomas de tiempo. Luego, se calculó el promedio y la varianza de los resultados obtenidos los cuáles se presentan en la Tabla 2-11 y muestran que el algoritmo puede ejecutarse en equipos de uso doméstico o personal.

Tabla 2-11: Resultados tiempo de ejecución.

Promedio (S)	Promedio varianza
1.43	0.6

Fuente: Propia

El algoritmo desarrollado no requiere de equipos especializados para ejecutarse, se observa en la Tabla 2-11 que los resultados se encuentran aceptables bajo las especificaciones del equipo usado.

3 Capítulo 3 Conclusiones y recomendaciones

3.1 Conclusiones

El montaje experimental utilizado en el desarrollo del presente proyecto permitió obtener las fotografías de personas con diferente estatura y masa corporal desde una distancia fija, y las imágenes obtenidas fueron procesadas adecuadamente por el algoritmo implementado. Además, las características del montaje propuesto permiten que sea implementable en otros espacios de trabajo que cumplan con las condiciones propuestas en este trabajo. El empleo de técnicas básicas de procesamiento digital de imágenes basadas en la manipulación algebraica de las imágenes permitió calcular con niveles de exactitud aceptables la diferencia en centímetros entre los hombros de todos los voluntarios previamente diagnosticados por medio de exámenes radiológicos, sin embargo, es necesario realizar ajustes al algoritmo para mejorar su desempeño y evaluar otros factores adicionales que pueden ser significativos en la estimación de la diferencia, aunque para esto se requiere necesariamente contar con más muestras. Por otra parte, el porcentaje de aciertos en la determinación del ascenso o el descenso de cada hombro fue favorable, por lo que se puede concluir que el método propuesto en este trabajo puede ser una alternativa para apoyar el diagnóstico cualitativo del desbalance entre hombros. Sin embargo, para consolidar la evaluación del algoritmo es necesario realizar una serie de pruebas con una población mayor.

3.2 Recomendaciones

Se recomienda para futuras investigaciones tener un banco de imágenes con una cantidad de muestras mayor para poder realizar estudios estadísticos que permitan evaluar de forma más rigurosa la exactitud del algoritmo propuesto.

Como trabajos futuros se sugiere:

- La implementación de una aplicación móvil que vincule el programa realizado y funcione como apoyo médico para agilizar el diagnóstico de la enfermedad.
- Ajustar el algoritmo con técnicas de aprendizaje automático.

Bibliografía

Antenor Rafael de Oliceira Mazzuia, D. R. (2015). IPHONE APP USE TO COOB ANGLE IN ADOLESCENT IDIOPATICH SCOLIOSOS: DOES THIS APPLY? *IEEE*.

Descripción del producto MATLAB - MATLAB & Simulink—MathWorks América Latina. (s. f.). Recuperado 3 de septiembre de 2019, de https://la.mathworks.com/help/matlab/learn_matlab/product-description.html
energias, M. d. (06 de agosto de 2009). *ministerio de minas y energias*. Obtenido de minenergia.gov.co

García, T., Gutiérrez, A., & Fernández, D. (2019). Fiabilidad inter e intra-observador del software de evaluación postural (PAS / SAPO): una revisión sistemática. *Revista andaluza de medicina del deporte*.

Guerrero, & Guáqueta. (2016). *Herramienta de apoyo diagnostico para deteccion de malformaciones en la columna*. Bogotá.

Guillermo Navarro Oltra, J. R. (2008). *Una introducción a la imagen digital y su tratamiento*.

Jiménez, J. G. (2014). *ESTUDIO COMPARATIVO DE DOSIS EQUIVALENTE DE RADIACIÓN RECIBIDA, UTILIZANDO CONE BEAM CON DIFERENTES CAMPOS DE VISIÓN (FIELD OF VIEW)*. Santiago, Chile.

Kendall's. (2007). *Musculos pruebas funcionales postura y dolor*. Marbán.

Marcos Joaquín Robles Ortiz, G. S. (2016). Detección temprana de la escoliosis idiopática del adolescente: una estrategia en controversia. *Revista de la Facultad de Medicina (México)*.

Mathias M Adankon, N. C. (2013). Scoliosis follow-up using noninvasive trunk surface acquisition. *IEEE*.

Méndez, A. L. (2012). Radiación ionizante en tomografía computada: un tema de reflexión. *Anales de Radiología México*, 90-97.

MONOGRAPHS, I. (2000). *EVALUATION OF CARCINOGENIC*. Lyon, France: IARC Library.

Monsalve, C. Y. F., Corena, Z. M. G., & Samudio, M. P. O. (s. f.). *Estudio de caso: Terapia manual en una paciente de 18 años con escoliosis juvenil idiopática*. 13.

Lim, Jae S., *Two-Dimensional Signal and Image Processing*, Englewood Cliffs, NJ, Prentice Hall, 1990, pp. 469-476.

REAL ACADEMIA ESPAÑOLA: Diccionario de la lengua española, 23.^a ed., [Versión 23.3 en línea]. [2020].

Paez, F. (s.f.). *Physical Tech*. Obtenido de <http://physicaltech.com/>

Puneet, P., & Garg, N. (2013). Binarization Techniques used for Grey Scale Images. *International Journal of Computer Applications*, 71(1), 8-11. <https://doi.org/10.5120/12320-8533>

Tássia Silveira Furlanetto, J. A. (2016). La fotogrametría como herramienta para la evaluación postural de la columna vertebral: una revisión sistemática. *world journal of orthopedics*.

Tirado LR, L. R., González FD, F. D., & Sir FJ, F. J. (2015). Uso controlado de los rayos X en la práctica odontológica. *Ciencias de la Salud*, 13(1), 99-112. <https://doi.org/10.12804/revsalud13.01.2015.08>

Venegas, A. L. (22 de febrero de 2019). Los celulares de gama media son los que más compran a cuotas los colombianos. *La republica*.

Anexo A: Modelo de documento de Consentimiento para uso de datos personales y toma de imágenes con fines académicos e investigativos

Respetado voluntario;

Solicitamos de su colaboración para realizar tomas de imágenes de la espalda con único fin académico e investigativo, nos permitimos informarle que se le serán analizadas y dependiendo de su validez, puedan ser tomadas como apoyo de diagnóstico de escoliosis basado en imágenes.

Las fotografías que serán tomadas con un dispositivo (móvil) de pie, dando la espalda al mismo a una distancia de dos (2) metros.

Conforme a lo anterior:

He leído y comprendido la información anterior, teniendo la posibilidad de preguntar y aclarar todas mis dudas, además de que puedo retirar mi consentimiento cuando lo considere oportuno. **SÍ** ___ **NO** ___

Autorizo de manera consciente y libre para que se me sean realizadas estas fotografías que tienen única y exclusivamente como fin el académico e investigativo. **SÍ** ___ **NO** ___

Autorizo que mis datos sean tratados de manera confidencial, responsable y conforme a las políticas, evitando así que sean propagados por medio de una red social, página web, etc. **SÍ** ___ **NO** ___

Nombre:

C.c.

Tel.

Anexo B: Banco de Imágenes Procesadas



Anexo C: Enlace para visualizar algoritmo desarrollado

<https://github.com/IngLeonardoTorres/Algoritmo-desbalance-de-hombros>