

# **ESCUELA POLITÉCNICA NACIONAL**

## **FACULTAD DE INGENIERÍA ELÉCTRICA Y ELECTRÓNICA**

### **DISEÑO E IMPLEMENTACIÓN DE UN SISTEMA NO INVASIVO PARA EL MONITOREO DE FRECUENCIA CARDIACA MEDIANTE DETECCIÓN AUTOMÁTICA DE UNA SECCIÓN DE PIEL**

**TRABAJO DE TITULACIÓN PREVIO A LA OBTENCIÓN DEL TÍTULO DE  
INGENIERO EN “ELECTRÓNICA Y CONTROL”**

**KARLA PAOLA PORTILLA PEDRAZA**

**karlapaola\_portilla@yahoo.es**

**VÍCTOR ALFONSO SANTOS LOGROÑO**

**vicalfsantlogro@hotmail.com**

**DIRECTOR: Ing. MARÍA FERNANDA TRUJILLO GUERRERO, MSc.**

**maria.trujillo01@epn.edu.ec**

**CODIRECTOR: Ing. JORGE ANDRES ROSALES ACOSTA, PhD.**

**andres.rosales@epn.edu.ec**

**Quito, enero 2018**

## **AVAL**

Certificamos que el presente trabajo fue desarrollado por Karla Paola Portilla Pedraza y Víctor Alfonso Santos Logroño, bajo nuestra supervisión.

---

**Ing. MARÍA FERNANDA TRUJILLO GUERRERO, MSc.**  
**DIRECTOR DEL TRABAJO DE TITULACIÓN**

---

**Ing. JORGE ANDRÉS ROSALES ACOSTA, PhD.**  
**CODIRECTOR DEL TRABAJO DE TITULACIÓN**

## **DECLARACIÓN DE AUTORÍA**

Nosotros, Karla Paola Portilla Pedraza y Víctor Alfonso Santos Logroño, declaramos bajo juramento que el trabajo aquí descrito es de nuestra autoría; que no ha sido previamente presentada para ningún grado o calificación profesional; y, que hemos consultado las referencias bibliográficas que se incluyen en este documento.

A través de la presente declaración cedemos nuestros derechos de propiedad intelectual correspondientes a este trabajo, a la Escuela Politécnica Nacional, según lo establecido por la Ley de Propiedad Intelectual, por su Reglamento y por la normatividad institucional vigente.

---

Karla Paola Portilla Pedraza

---

Víctor Alfonso Santos Logroño

## **DEDICATORIA**

Dedico este trabajo a todas las personas que encuentran en el conocimiento una fuente de superación, esperando que este proyecto pueda ser de ayuda para futuras investigaciones.

Karla.

## **DEDICATORIA**

A quien tuvo que forjarse desde pequeño, quien con su amor, trabajo y esfuerzo supo formar un hogar, la persona que tenía como norma de vida no temer al futuro, actuando con inteligencia, sabiduría y paciencia permanentes.

Al hombre que con sus acciones siempre será mi ejemplo de honestidad, respeto, sencillez, equidad y transparencia absoluta, que siempre estuvo a mi lado, desde el momento que nací y hasta el día de hoy su luz ilumina mi camino.

A la memoria de mi padre Dr. Arturo Santos Rodríguez.

Víctor.

## **AGRADECIMIENTO**

A Dios quien desde un inicio fortaleció mi vida y guio mi camino por sendas de justicia y verdad. Él quien cuida mi corazón a cada instante y llena de gracia mi existir.

A mi madre Hilda por haber estado en cada paso de mi carrera, esperando siempre en la meta mi llegada, con su corazón enorme de amor y apoyo a cada instante, nada hubiese sido posible sin ella. A mi padre Carlos quien fortalece y alegra mi vida. A mi hermana María Fernanda por estar a mi lado, motivándome a continuar y a no desfallecer.

A todos mis maestros quienes moldearon mi mente y me permitieron crecer no solo como profesional sino como ser humano. En especial agradecer a la ingeniera y amiga María Fernanda Trujillo por su incondicional colaboración en el desarrollo de este proyecto. Al doctor Andrés Rosales quien ofreció su ayuda y permitió culminar exitosamente esta investigación.

A Víctor Santos, por toda su amistad y paciencia en el transcurso de este trabajo, su entrega y compromiso para cumplir esta meta, es admirable.

Al club de robótica de la Escuela Politécnica Nacional que me ofreció una segunda familia y aumentó el amor a mi carrera. Este lugar no es solo un establecimiento sino es un grupo de amigos que llegaron a mi corazón y cambiaron mi vida por completo. A Andrés Brito y Jonathan Tirado quienes me enseñaron que es posible encontrar la verdadera amistad desinteresada.

A un grupo de locos que desde el inicio de esta aventura llamada Poli estuvieron a mi lado, robándome sonrisas y llenándome de felicidad: Mafer, Ricardo, Karlita y Pato, siempre los llevaré en mi corazón.

Karla.

## **AGRADECIMIENTO**

A Dios por permitirme culminar con éxito esta etapa de mi vida estudiantil, junto a mi familia y seres queridos.

A mis padres Arturo y Zoila por ser un ejemplo de amor verdadero, esfuerzo y responsabilidad, quienes durante toda mi vida me han brindado su apoyo incondicional, por los valores que supieron inculcarme y la oportunidad de recibir la mejor educación.

A Paola mi novia, por acompañarme durante estos años brindándome su amor y soporte motivándome a cumplir este y otros objetivos, por compartir tantos buenos y malos momentos juntos, siendo ejemplo de tenacidad y superación con las cuales estoy seguro conseguirá cualquier meta que se proponga.

A mi hermano Gustavo y mi primo Andrés, por estar en varios momentos conmigo, de los cuales siempre tendremos muy buenos recuerdos y estoy seguro, que la vida nos permitirá continuar compartiendo juntos.

A mis compañeros de la Escuela Politécnica Nacional con quienes hemos compartido éxitos y fracasos durante el transcurso de cada uno de los semestres, en especial a César, John, Wilson, Juan P., Walter, Jorge, Juanky y Edgar B., con quienes forje una amistad que indudablemente permanecerá con el transcurso de los años.

A mi compañera de tesis Karla, por su esfuerzo, conocimiento y dedicación invertido durante el desarrollo de este trabajo, además de brindarme su amistad sincera en el transcurso de estos años.

A la Ing. María Fernanda Trujillo MSc., quien con su experiencia y consejos supo direccionar correctamente nuestras ideas, por la confianza depositada desde el primer día en este trabajo y motivarnos a conseguir no solo su culminación, sino objetivos que únicamente hubieran sido ideales para un estudiante.

Finalmente, un agradecimiento especial al Ing. Andrés Rosales PhD., por su apoyo e invaluable colaboración en el desarrollo de este trabajo, que en conjunto con la Ing. María Fernanda Trujillo MSc. y el Ing. Oscar Camacho PhD., supieron guiarnos acertadamente para conseguir la publicación de dos artículos científicos que espero contribuyan a la sociedad.

Víctor.

# ÍNDICE DE CONTENIDO

AVAL.....	I
DECLARACIÓN DE AUTORÍA .....	II
DEDICATORIA .....	III
DEDICATORIA .....	IV
AGRADECIMIENTO.....	V
AGRADECIMIENTO.....	VI
ÍNDICE DE CONTENIDO.....	VII
RESUMEN.....	IX
ABSTRACT.....	X
1. INTRODUCCIÓN .....	1
1.1. Objetivos .....	1
1.2. Alcance.....	2
1.3. Marco Teórico .....	2
Frecuencia cardiaca.....	2
Valores normales de la frecuencia cardiaca [4].....	3
Técnicas convencionales para la medición de la frecuencia cardiaca .....	4
Medición Manual [4].....	4
Pulsómetro [6] .....	6
Tensiómetro Digital [4] .....	6
Oxímetro de Pulso .....	7
Técnicas no convencionales para la medición de la frecuencia cardiaca .....	8
Imagen y Video Digital .....	9
Selección Automática de una Sección de Piel .....	12
Principio de Viola Jones [26].....	12
Algoritmo Kanade-Lucas-Tomasi (KLT) .....	13
Algoritmo continuamente adaptativo de la media (CAMShift).....	15
Filtrado de Señales .....	18
Filtro de media.....	18
Filtro de mediana.....	19
Análisis de Componentes Independientes .....	20
Transformada de Fourier [45] [46] .....	24
2. METODOLOGÍA .....	29
2.1. Arquitectura del Sistema .....	29
2.2. Adquisición de datos .....	30
Computador de placa reducida Raspberry Pi 3 Modelo B .....	30
Cámara de Video .....	32
Algoritmos de adquisición utilizando OpenCV .....	33



2.3.	Envío de Información .....	36
	Arquitectura Cliente-Servidor.....	36
	Comunicación TCP utilizando puertas de enlace.....	36
	Algoritmos de comunicación.....	38
2.4.	Procesamiento del archivo de video .....	41
	Detección y seguimiento de una sección de interés .....	41
	Algoritmo Kanade-Lucas-Tomasi (KLT) .....	41
	Algoritmo continuamente adaptativo de la media (CAMShift).....	43
	Obtención de señales RGB .....	45
	Filtrado y Normalizado .....	47
	Análisis de Componentes Independientes (JADE) .....	48
	Etapa de Inicialización .....	48
	Análisis de Componentes Principales .....	49
	Diagonalización articular de las matrices acumulativas .....	51
	Transformada de Fourier .....	52
	Algoritmo para el procesamiento del archivo de video .....	53
2.5.	Visualización .....	54
	Interfaz para la adquisición de datos.....	55
	Interfaz para el monitor de frecuencia cardiaca .....	58
	Pantalla para el ingreso de datos del paciente.....	59
	Pantalla obtención de frecuencia cardiaca.....	60
	Pantalla historial de mediciones .....	62
3.	RESULTADOS Y DISCUSIÓN .....	64
3.1.	Resultados seguimiento de rostro aplicando el algoritmo KLT .....	64
3.2.	Resultados seguimiento de rostro aplicando el algoritmo CAMShift .....	65
3.3.	Comparación entre los algoritmos KLT y CAMShift .....	66
3.4.	Resultados obtención de la frecuencia cardiaca .....	70
3.5.	Comparación de resultados con métodos convencionales .....	72
3.6.	Validación de resultados utilizando equipos comerciales .....	74
	Validación utilizando el Oxímetro de Pulso .....	76
	Validación utilizando el Tensiómetro digital .....	77
4.	CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES .....	79
4.1.	Conclusiones.....	79
4.2.	Recomendaciones .....	80
5.	REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS .....	81
6.	ANEXOS .....	I

## RESUMEN

La frecuencia cardiaca toma un papel fundamental dentro del monitoreo de los signos vitales al ser un indicador del correcto funcionamiento del corazón, de ahí la importancia de un control regular. Las múltiples dificultades que enfrentan los pacientes ante el monitoreo de la frecuencia cardiaca como resultados inciertos con técnicas convencionales, malestar al aplicar sensores que necesitan mantener contacto con la piel en pacientes con problemas dermatológicos, neonatos, adultos mayores o los altos costos que genera el asistir a una entidad médica particular, conllevan a hacer caso omiso del control de sus signos vitales. Estos son algunos de los aspectos que se han tenido en cuenta para ofrecer un sistema de telemedicina que incluye un monitor remoto de frecuencia cardiaca, no invasivo y sin contacto que genere resultados confiables, de forma rápida y económica en comparación con ciertas técnicas actuales de monitoreo.

Este sistema usa como base el análisis de los cambios temporales en la coloración del rostro mediante el siguiente procedimiento, en primera instancia se realiza la detección y el seguimiento facial, aplicando el método de Kanade-Lucas-Tomasi (KLT), posteriormente se extraen las señales de color RGB, que son filtradas y normalizadas, para finalmente ser procesadas utilizando el análisis de componentes independientes (ICA) y la transformada rápida de Fourier (FFT). La adquisición de datos se realiza a través de una cámara de video en un computador de placa reducida (Raspberry Pi 3), que se comunica de forma inalámbrica con un computador central, utilizando tecnología Wifi (Protocolo TCP-IP). El sistema genera resultados confiables, de forma rápida y económica en comparación con ciertas técnicas actuales de monitoreo.

**PALABRAS CLAVE:** análisis componentes independientes, frecuencia cardiaca, sin contacto, seguimiento facial, separación ciega de fuentes, telemedicina.

## **ABSTRACT**

Heart is responsible for providing blood, oxygen and nutrients through the human body, its initial monitoring is reflected in the value of heart rate, this measurement estimates a possible irregularity within the organism. Many difficulties faced by patients in the monitoring of heart rate as uncertain outcome of a take by the health worker with conventional techniques, discomfort applying sensors that remain contact with the skin in patients with dermatological problems, neonates, older adults or high costs to attend a medical entity lead to ignore the control of their vital signs.

These are some features that allow for to provide a telemedicine system that includes a remote heart rate monitor, non-invasive and contactless generating reliable results, quickly and economically compared to current monitoring techniques; using as basis the analyzes of temporary changes in face color. In first instance face detection and tracking is performed applying Kanade-Lucas-Tomasi method, then RGB color signals are extracted, filtered and standardized, to be finally processed using independent component analysis and the fast Fourier transform. Acquisition of data is done through a video camera on a reduced-plate computer (Raspberry Pi 3), which communicates wireless with a central computer, using Wifi technology by TCP/IP protocols and sockets.

**KEYWORDS:** independent component analysis, heart rate, contactless, facial tracking, blind source separation, telemedicine.

# **1. INTRODUCCIÓN**

Este trabajo se realiza con el fin de mejorar los métodos convencionales para el monitoreo de frecuencia cardiaca realizado en personas, de forma que sea no invasivo, con el fin de eliminar el riesgo de contacto con la piel en su totalidad, mediante el uso de un sistema práctico y de bajo costo.

El presente trabajo está orientado a generar mayor comodidad en la persona sin perder la fiabilidad de los datos obtenidos al incorporar algoritmos que detectan una sección de piel, adquieran una imagen para ser procesada y permitan el monitoreo de la frecuencia cardiaca.

El proceso para la adquisición de la frecuencia cardiaca inicia con la obtención de un corto video del rostro del paciente, el cual será enviado de forma inalámbrica a un computador para su posterior procesamiento y visualización.

## **1.1. Objetivos**

El objetivo general de este trabajo es:

Diseñar e implementar un sistema no invasivo para el monitoreo de frecuencia cardiaca con detección automática de una sección de piel.

Los objetivos específicos de este trabajo son:

- Realizar el estudio de zonas específicas del cuerpo en las cuales sea posible la medición de la frecuencia cardiaca, con el objeto de utilizar la más adecuada en el sistema a implementar.
- Analizar algoritmos que faciliten la adquisición de imágenes, identificando una sección de piel para el monitoreo de la frecuencia cardiaca en personas.
- Diseñar e implementar el hardware y software que constituirá el sistema, el mismo que contará con una interfaz gráfica que permita el monitoreo constante por parte del operador o personal médico.
- Implementar el sistema compuesto por una estación central, donde se procesará y monitoreará la información obtenida de los pacientes y proporcionando información al personal médico.
- Realizar pruebas de validación utilizando el sistema a implementar y procedimientos convencionales para el monitoreo de frecuencia cardiaca, en diferentes conjuntos de personas.

## 1.2. Alcance

- Se estudiará las zonas específicas del cuerpo en las que actualmente se realiza la medición de frecuencia cardiaca, para así utilizar la más apropiada en el sistema que se implementará.
- Se aplicará un mínimo de dos algoritmos computacionales, que faciliten la adquisición de datos, identificando una sección de piel para el monitoreo de la frecuencia cardiaca en personas.
- Se diseñará e implementará un hardware que estará integrado por una cámara de video, un computador de placa reducida de bajo costo, así como una interfaz visual que permitirá el monitoreo constante por parte del personal médico.
- Se implementará una estación central de monitoreo que procesará la información obtenida de los pacientes para proporcionar información en línea al personal médico, esta estación se comunicará con el sistema de forma inalámbrica utilizando tecnología Wifi.
- Se contrastará el sistema a implementar con procedimientos convencionales para el monitoreo de frecuencia cardiaca, en una muestra de por lo menos 20 personas, para su validación.

## 1.3. Marco Teórico

### Frecuencia cardiaca

El pulso arterial conocido como frecuencia cardiaca, es una onda pulsátil de la sangre, que se origina como consecuencia de la reacción del ventrículo izquierdo del corazón a la expansión y contracción de las arterias [1].

Entre las características de la frecuencia cardiaca se puede citar las siguientes [1] :

- *Frecuencia*: Es el número de latidos del corazón percibidos en un minuto (lpm).
- *Volumen o Amplitud*: Es la fuerza de la sangre en cada latido, relacionada a la presión diferencial o presión de pulso.
- *Elasticidad*: Es la capacidad de expansión de la pared arterial bajo la onda pulsátil.

Tener una referencia del estado en el que se encuentra el corazón humano con una simple medición, puede llegar a ser una idea no tan clara para la mayoría de personas, por ello la importancia de conocer la frecuencia cardiaca. Tanto el aumento o disminución de este signo vital fuera del rango normal en reposo, 60 a 100 latidos por minuto [2], es un indicador de alguna irregularidad dentro del organismo.

Esta medición junto con otros signos vitales como: temperatura, frecuencia respiratoria y presión arterial, permiten estimar algunas enfermedades presentes en el paciente, como: arritmias, fibrilación auricular o eventos cerebro vasculares entre otras [3], estas pueden ser prevenidas si las personas controlan regularmente sus signos vitales.

En una situación de emergencia es fundamental determinar la frecuencia cardiaca de la persona, esto ayudará a averiguar si el corazón está bombeando suficiente sangre al resto del cuerpo.

#### **Valores normales de la frecuencia cardiaca [4]**

Los valores normales de la frecuencia cardiaca de una persona en reposo se pueden visualizar en la Tabla 1.1:

**Tabla 1.1** Valores normales de la frecuencia cardiaca según la edad [4].

<b>Edad</b>	<b>Frecuencia Cardiaca [lpm]</b>
Recién Nacido	120-160
Primer Año	120-130
Segundo Año	100-120
Tercer Año	90-100
4 a 8 Años	86-90
8 a 15 Años	80-86
Edad Adulta	60-80
Vejez	60 o menos

A partir de los valores mostrados en la Tabla 1.1, se puede definir dos tipos de alteraciones en la frecuencia cardiaca:

- *Taquicardia sinusal*: la frecuencia cardiaca sobrepasa los 160 lpm.
- *Bradicardia sinusal*: la frecuencia cardiaca oscila entre 40 y 60 lpm.

Existen parámetros que alteran el valor de la frecuencia cardiaca, tales como:

- *Edad*: En el transcurso de la vida en una persona la frecuencia cardiaca sufre alteraciones, dependiendo de la edad que esta posea. Mientras menor sea la edad

la frecuencia cardiaca será mayor, debido a que al envejecer los vasos sanguíneos se vuelven menos elásticos.

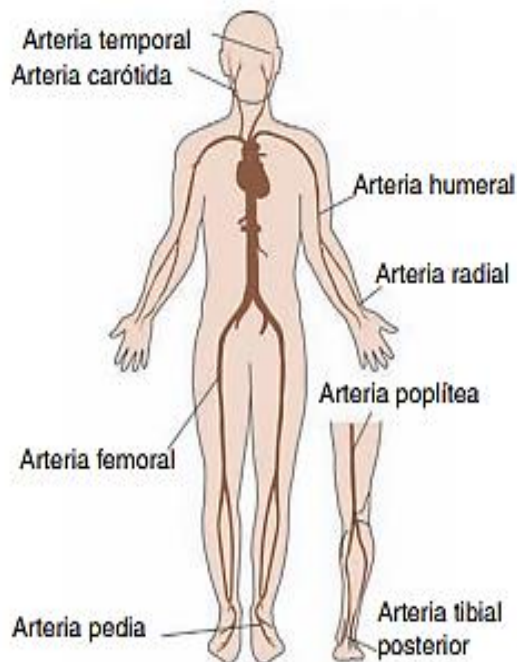
- *Género:* La mujer en comparación con el hombre presenta una frecuencia cardiaca más alta, en edades mayores a 12 años, esta tendencia se invierte al superar los 50 años.
- *Ejercicio Físico:* La actividad física incrementa el valor de la frecuencia cardiaca, mantenerse en un estado de bradicardia sinusal es una característica típica de atletas, como consecuencia de poseer una mayor fuerza de contracción del corazón.
- *Embarazo:* A medida que avanza el estado gestacional la frecuencia cardiaca se acelera, en especial al término del mismo. Se debe tener precaución ya que en esta etapa son muy cercanas las condiciones que diferencian lo normal de lo patológico.
- *Estado emocional:* La actividad cardiaca se encuentra estrechamente relacionada al sistema nervioso, el mismo que puede estimularse debido a emociones como: miedo, ansiedad, dolor entre otros, aumentando así la frecuencia cardiaca.
- *Medicamentos:* Existen medicamentos que afectan la actividad cardiaca, como es el caso de los que generan adrenalina, incrementando la frecuencia cardíaca, o los sedantes y relajantes que la disminuyen.
- *Fiebre:* El cuerpo humano al presentar un aumento de temperatura ambiental o corporal compensa la vasodilatación periférica que se representa en una frecuencia cardíaca acelerada.
- *Hemorragias:* La frecuencia cardiaca incrementa a medida que existe pérdida de sangre mayor a 500 ml.

## **Técnicas convencionales para la medición de la frecuencia cardiaca**

### **Medición Manual [4]**

Es posible determinar manualmente la frecuencia cardiaca, identificando inicialmente zonas donde exista la presencia de una arteria superficial y esta pueda ser comprimida en el hueso utilizando los dedos: índice, medio y anular; no se utiliza el dedo pulgar debido a que este posee sus propias pulsaciones lo que podría confundir la medición del paciente con la frecuencia cardiaca del examinador.

Los puntos anatómicos en los que es factible realizar la medición de frecuencia cardiaca están representados en la Figura 1.1.



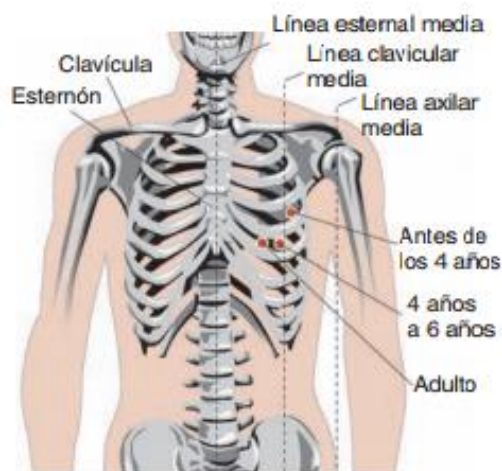
**Figura 1.1** Zonas anatómicas para la medición de la frecuencia cardíaca [5].

- *Arteria Temporal:* Esta arteria se encuentra sobre el hueso temporal, ubicada entre la ceja y el cuero cabelludo del paciente.
- *Arteria carótida:* Esta arteria se encuentra en la cara anterior al cuello entre la tráquea y el músculo esternocleidomastoideo.

Se debe considerar no ejercer excesiva presión debido a la disminución de la frecuencia cardíaca, ni palpar simultáneamente ambos lados de la tráquea ya que esto generará decremento en el flujo sanguíneo complicando la condición médica actual del paciente.

- *Pulso apical o central:* Se encuentra en la línea central de la clavícula, en la punta del corazón, como se observa en la Figura 1.2. Se lo compara con el pulso radial al presentarse alguna anomalía.
- *Arteria humeral:* Se encuentra en la parte anterior del brazo, junto a la flexura del codo.
- *Arteria femoral:* Ubicada bajo el ligamento inguinal.
- *Arteria radial:* Dispuesta en la parte anterior de la muñeca. Esta zona es la más utilizada por examinadores médicos o personal de servicios de primeros auxilios, para realizar la medición de la frecuencia cardíaca.
- *Arteria poplítea:* Situada en la flexura de la rodilla, en la fosa poplítea.
- *Arteria pedia:* Ubicada en la arteria dorsal del pie, entre el pulgar y el índice.





**Figura 1.2** Zona apical para la medición de la frecuencia cardíaca [5].

### **Pulsómetro [6]**

Este dispositivo está orientado a deportistas que desean monitorear su frecuencia cardíaca en tiempo real, consta de una correa transmisora, colocada en el pecho de la persona y un receptor, que generalmente es un reloj en la muñeca, como se presenta en la Figura 1.3.

El corazón es controlado por el sistema nervioso central por medio de contracciones, para que estas se generen, un grupo de células nerviosas alojadas en la aurícula derecha, ocasionan un estímulo de forma regular. Esta liberación se podría comparar con una corta descarga eléctrica provocando así una reacción. Al recibir el músculo cardíaco esta señal eléctrica las células se contraen, justamente esta detección es recogida por electrodos que se encuentran colocados en una cinta en contacto con el pecho de la persona [7].



**Figura 1.3** Ubicación del pulsómetro [8].

### **Tensiómetro Digital [4]**

Es un dispositivo utilizado en el control de la presión arterial y frecuencia cardíaca, su funcionamiento se basa en un método oscilométrico, aplicando el inflado automático de una bomba de aire, que infla y desinfla un brazalete, y un transductor de presión electrónico, como se presenta en la Figura 1.4



**Figura 1.4** Tensiómetro digital [9].

La bomba de aire y su válvula son operadas electrónicamente permitiendo o no la circulación de aire hacia el brazalete, el mismo que se puede colocar en la parte superior del brazo a la altura del corazón o en la muñeca como se indica en la Figura 1.5.

Inicialmente el aire enviado al brazalete supera la presión sanguínea sistólica, para después de un tiempo, aproximadamente 30 segundos, disminuir hasta un nivel por debajo de la presión sanguínea diastólica.



**Figura 1.5** Ubicación en brazo y muñeca del tensiómetro digital [10].

Su principal ventaja radica en la facilidad de empleo ya sea en el propio domicilio, farmacias o lugares de trabajo, su exactitud depende de la calibración del transductor de presión por lo que requiere controles de funcionamiento por lo menos cada 6 meses.

### **Oxímetro de Pulso**

Conocido también como pulsoxímetro, es un instrumento usado en la valoración de la eficacia de oxigenación y frecuencia cardiaca en áreas como: cuidados de pacientes, salas de cirugías, unidades neonatales, unidades de cuidados intensivos y vehículos de emergencia [11].

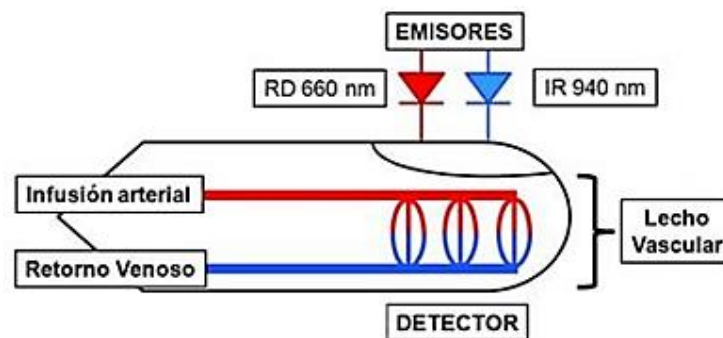
Su aplicación suele ser muy simple, el pulsoxímetro presenta un sensor en forma de pinza que debe ser colocado de preferencia en partes del cuerpo que sean relativamente translúcidas y que posean un flujo sanguíneo constante [12], como indica en la Figura 1.6



**Figura 1.6** Oxímetro de pulso o pulsoxímetro [13].

Utiliza el principio fotoeléctrico para medir la saturación del eritrocito por la hemoglobina en los lechos capilares [6], es decir la proporción de glóbulos rojos que contienen hierro para permitir la fijación de oxígeno, este principio está dado por la ley de absorción óptica de Lambert-Beer la cual establece la concentración de una sustancia determinando su absorción de luz [14].

Consta de un transductor de dos piezas: un emisor de luz con longitudes de onda roja e infrarroja, 660 nm y 940 nm respectivamente, y un fotodetector. La mayor parte de luz es absorbida por: tejidos conectivos, piel y hueso, produciendo un incremento en esta absorción cuando se presenta un latido del corazón, como se presenta en la Figura 1.7



**Figura 1.7** Funcionamiento del oxímetro de pulso o pulsoxímetro [15].

Al medir únicamente la absorción neta durante una onda pulsátil presenta su principal ventaja al minimizar la influencia de tejidos y venas en el resultado, el cual se ve afectado por parámetros externos como: barniz de uñas, sangre seca o enfermedades vasculares [11] y por parámetros propios del dispositivo como una mala alineación del emisor de luz y el fotodetector.

### **Técnicas no convencionales para la medición de la frecuencia cardiaca**

La frecuencia cardiaca se constituye en uno de los indicadores principales dentro los signos vitales, los métodos convencionales para su monitoreo, tratados anteriormente, requieren sensores que mantengan contacto con el cuerpo humano, estos métodos presentan inconvenientes al momento de usarlos en personas con quemaduras o piel sensible.

Actualmente, existen pocos métodos no invasivos eficaces para el monitoreo de la frecuencia cardiaca, los mismos que pueden ser clasificados en: los que usualmente se encuentran relacionados con sensores térmicos, ópticos o que usen radares de efecto Doppler [16] [17] [18], que aún no son incorporados al mercado por diversos factores entre ellos el económico y los que utilizan tecnologías de la información y comunicación, que serán tratadas a continuación.

El sistema pretende ser un método no invasivo totalmente sin contacto, de bajo costo y cómodo para su uso, el cual proporciona datos en línea para el monitoreo de la frecuencia cardiaca, aplicando procesamiento digital de imágenes.

Este método se basa en tres principios: Filtrado, Análisis Independiente de Componentes y Transformada Rápida de Fourier, los cuales son aplicados a los canales de color obtenidos a partir de archivos de video que identifican automáticamente una región de piel enfocada en la sección facial.

### **Imagen y Video Digital**

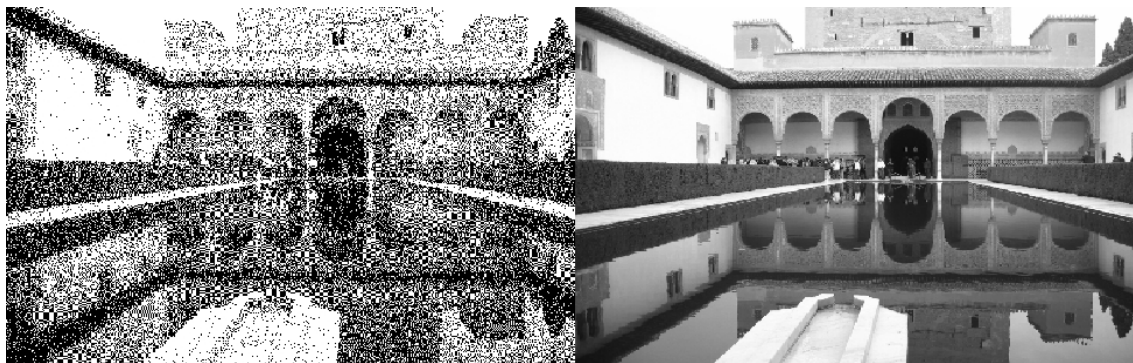
Una imagen digital se forma a partir de un conjunto de puntos denominados pixeles los mismos que organizados en matrices, con filas y columnas [19], se encuentran rellenos de un color uniforme que, al integrarlos visualmente en la retina, las variaciones de color y luminosidad entre pixeles adyacentes producen un resultado como el que se muestra en la Figura 1.8



**Figura 1.8** Imagen digital compuesta de pixeles [20].

La información de tono o luminosidad se almacena en cada uno de los pixeles, utilizando una escala binaria donde el tono más blanco se representa por 0 bits y 255 bits representa al tono más negro, esta representación se invierte al tratarse de una imagen en escala de grises y es conocida como profundidad de color [19].

Cuanto mayor sea el número de bits que definen un pixel, mayor será la cantidad de tonos presentes en la imagen digital, la Figura 1.9 indica una comparación entre imágenes con 1 bit por pixel en escala de grises y 8 bits por pixel en escala de grises.



**Figura 1.9** Comparación profundidad de color de 1 bit y 8 bits [21].

El color o tono de un pixel en una imagen digital puede ser representado, entre otras, como una composición de tres colores primarios: rojo, verde y azul, que por sus siglas en inglés se conoce como composición RGB, la síntesis aditiva de cada una de estas componentes nos permite visualizar correctamente el color en cada pixel, como se muestra en la Figura 1.10.



**Figura 1.10** Profundidad de color de 8 bits en composición RGB [21].

Este tipo de composición, por ejemplo, podrá definir ahora cada uno de los pixeles en 24 bits (3 Bytes, RGB), cada uno de los canales de color poseerá entonces 256 tonos, lo que permite que en la imagen digital existan, según esta configuración, 16'777.216 colores posibles, de igual forma mientras mayor sea el número de bits por canal, mayor será el número de colores posibles en el formato de composición de colores RGB.

La cantidad de pixeles que componen la imagen digital se conoce como resolución y suele ser expresada como pixeles por pulgada (ppi), el parámetro de resolución está estrechamente ligado a la definición de una imagen digital, por lo que un mayor número de pixeles en un espacio proporcionará mayor calidad a la imagen digital, como se indica en la Figura 1.11





**Figura 1.11** Imagen digital con resolución de 72 y 20 ppi [21].

Cada una de estas imágenes, conocidas como frames, pueden ser codificadas digitalmente y representadas como un conjunto al ser proyectadas secuencialmente ofrecen una sensación de movimiento, este proceso es denominado como video digital [22].

Los formatos de grabación dependen principalmente de la tasa de frames que se almacenen por cada segundo, dependiendo de la cámara un video digital puede grabarse a 25, 30, 50 o 60 frames por segundo (fps). La grabación a 30 fps puede ser obtenida con cualquier tipo de cámara de video, mientras que grabaciones a 50 ó 60 fps únicamente se puede conseguir al emplear cámaras de video profesionales [23].

En el caso de video digital, los conceptos de resolución definidos para imágenes digitales son también aplicables manteniendo la estrecha relación con las dimensiones, mientras mayor sea la superficie mayor podrá ser el detalle de la imagen; existe así una serie de dimensiones estándar para grabación de video digital, un resumen de la resolución de videos digitales se presenta en la Tabla 1.2

**Tabla 1.2** Valores estándar de resolución en videos digitales [24].

<b>Nombre</b>	<b>Píxeles (Horizontal x Vertical)</b>	<b>Resolución (megapíxeles)</b>
480p (NTSC)	640 x 480	0.3
540p	720 x 540	0.4
576p	720 x 576	0.4
720p (HDTV)	1280 x 720	0.9
1080p	1920 x 1080	2
2160p (4K UHDV)	3840 x 2160	8.2
4320p (8K UHDV)	7680 x 4320	33.1

### Selección Automática de una Sección de Piel

Mediante el cambio temporal del color de la piel es posible determinar la frecuencia cardiaca de la persona; bajo el principio de que la sangre absorbe la luz más que el tejido circundante las variaciones en el volumen sanguíneo afectarán la reflectancia de la luz, como resultado a estas pequeñas alteraciones es posible estimar el porcentaje de coloración en RGB que tendrá una sección de piel [25].

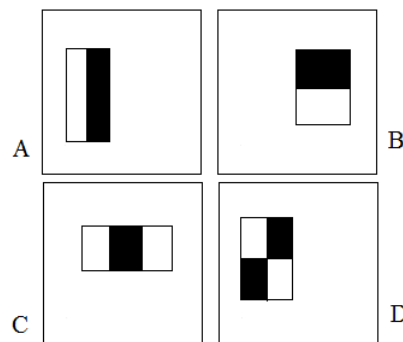
Cualquier sección de piel es útil para el análisis digital del color de la imagen, considerando áreas de piel de fácil acceso en un paciente como son manos y cara. La cara es una sección del cuerpo humano que posee gran cantidad de características individuales, así como el desarrollo de gestos y la presencia de coloraciones antes mencionadas. Por lo cual para su detección se toma en cuenta algunos métodos tales como: Viola- Jones y CAMShift.

### Principio de Viola Jones [26]

La detección de caras tuvo un giro radical con el algoritmo presentado por Paul Viola y Michel Jones quienes con su trabajo establecieron un método eficiente y de bajo costo, que consiste en clasificadores denominados Haar-like. A partir de una imagen integral, los Haar-like establecen la detección mediante elementos básicos y el contraste de intensidades luminosas entre zonas rectangulares adyacentes.

Viola-Jones establece tres tipos de particularidades para la detección, esto es posible apreciar en la Figura 1.12

- *Dos rectángulos:* Es la diferencia entre la suma de los píxeles dentro de dos regiones rectangulares de igual área (A, B).
- *Tres rectángulos:* calcula la suma dentro de dos rectángulos exteriores sustraídos de la suma en un rectángulo central (C).
- *Cuatro rectángulos:* Calcula la diferencia entre pares diagonales de rectángulos (D).



**Figura 1.12** Diferencia de intensidades en rectángulos característicos [26].

A partir de la diferencia de intensidades luminosas, como se puede apreciar en la Figura 1.12, es posible obtener la detección del rostro, considerando las similitudes que presentan la mayoría de caras, un ejemplo de esta primicia se la puede observar en la Figura 1.13, donde el puente de la nariz es más claro que los ojos [27].



**Figura 1.13** Descriptor Haar-like.

Este algoritmo presenta un porcentaje de detección muy alto, generando falsos positivos muy bajos, trabaja en tiempo real, al menos dos frames por segundo; Viola-Jones se enfoca particularmente a la detección de caras mas no en reconocimiento individual de cada una de ellas [27].

#### **Algoritmo Kanade-Lucas-Tomasi (KLT)**

El algoritmo de Kanade-Lucas-Tomasi (KLT) establece la extracción de características en una imagen, considerando que es una buena característica si esta puede ser rastreada de una imagen hacia otra correctamente. Este método realiza tanto la selección de características como el seguimiento en forma conjunta, tomando en cuenta las restricciones de brillo y pequeños movimientos de la imagen [28].

El método resuelve dos problemáticas:

- Detección de rostro
- Identificación de rasgos faciales para el rastreo

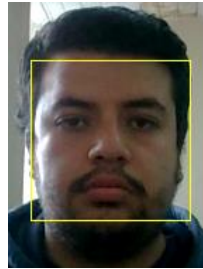
#### Detección de rostro [29] [30]

Inicialmente se realiza la detección del rostro empleando el principio de Viola-Jones, tal como se aprecia en la Figura 1.14. El rastreo de esta sección ocupa el algoritmo de KLT, considerando que este método se enfoca en secuencias de video, donde un cuadro es parecido al anterior. Este seguimiento presenta mejor rendimiento si se cumple ciertas consideraciones:

- En entornos pequeños, entre dos cuadros consecutivos, la aproximación de la transformación es posible



- Las condiciones de adquisición e iluminación son parecidas, entre dos cuadros consecutivos



**Figura 1.14** Detección y seguimiento de rostro.

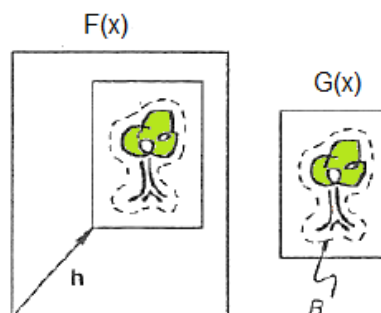
#### Identificación de rasgos faciales para rastreo

Posterior a la detección y seguimiento del rostro, se establecen las características que puedan ser rastreadas con facilidad. El conjunto de características detectadas a través de los frames del video se aprecian en la Figura 1.15, considerando los criterios establecidos por Tomasi-Shi.



**Figura 1.15** Detección de características.

La Figura 1.16 permite identificar el desplazamiento de la ventana característica  $F(x)$  a la siguiente ventana  $G(x)$ , llamada como ventana uno, donde  $x$  es el vector de localización y  $h$  es el vector diferencia entre la ventana uno, tal como se muestra en la Ecuación 1.1 y la ventana dos en la Ecuación 1.2, finalmente la relación existente entre imágenes se aprecia en la Ecuación 1.3.



**Figura 1.16** Representación gráfica de la ventana desplazada [29].

$$G(x) = F(x + h)$$

**Ecuación 1.1** Representación ventana uno [29].

$$G(x) = I(x, y, t +)$$

**Ecuación 1.2** Representación ventana dos [29].

$$h \approx \frac{G(x) - F(x)}{F'(x)}$$

**Ecuación 1.3** Relación entre imágenes [29].

### **Algoritmo continuamente adaptativo de la media (CAMShift)**

El algoritmo cambio continuamente adaptativo de la media, o por sus siglas en inglés CAMShift, se deriva del algoritmo cambio de la media (MeanShift) y es actualmente una de las técnicas más utilizadas en el seguimiento de objetos. El algoritmo MeanShift es una técnica no paramétrica que incrementa el gradiente de una distribución de probabilidad, para localizar el pico máximo de la distribución [31].

CAMShift está destinado principalmente a realizar un seguimiento eficiente tanto de la cabeza como del rostro en una interfaz de usuario. Se basa en una adaptación del algoritmo cambio de la media que, dada una imagen de densidad de probabilidad, encuentra la media de la distribución iterando en la dirección del aumento máximo de la densidad de probabilidad [32].

La diferencia principal entre los algoritmos CAMShift y MeanShift radica en que el primero de estos utiliza distribuciones de probabilidad continuamente adaptativas, es decir distribuciones que tienen la posibilidad de ser recalculadas para cada una de las tramas, mientras que MeanShift se basa en distribuciones estáticas imposibles de actualizar si el objeto en seguimiento no experimenta cambios significativos en forma, tamaño o color.

El algoritmo CAMShift puede ser resumido en los siguientes pasos [33] [34]:

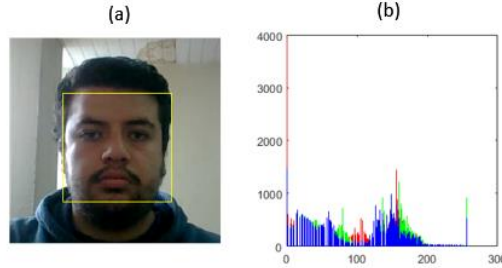
#### *Delimitación de una región de interés dentro de la imagen*

Se localizará la ubicación inicial del objetivo en la imagen y obtendrá datos relacionados con el valor de color en el objetivo para de esta manera poder realizar posteriormente un histograma de color. Esta ubicación inicial se utilizará para dentro del proceso evitar otros objetos dentro de la región de interés.

#### *Creación de un histograma de color*

Se establecerán histogramas de cada color dentro de la región de interés, como se indica en la Figura 1.17, donde la altura de cada una de las columnas representa el número de

pixeles en una región de la trama que presenta ese matiz, que es uno de los tres valores que describen el color de un pixel cuando se utiliza el modelo de color matiz, saturación y valor ó HSV, por sus siglas en inglés.



**Figura 1.17** (a) Imagen original con una región de interés y (b) Histograma de color dentro de la región de interés.

#### Generación de mapa de probabilidad

Este es el primer paso dentro de la técnica iterativa CAMShift. El mapa de probabilidad muestra la probabilidad de cada pixel en cada frame, este cálculo es necesario para separar el objetivo y el fondo. Esta probabilidad es obtenida a partir del número de colores adquiridos en el paso previo, siguiendo la Ecuación 1.4.

$$probmap(fila, columna) = \text{numero de}(\text{matiz}(fila, columna))$$

**Ecuación 1.4** Mapa de probabilidad de un matiz en un frame [33].

Donde fila es la ubicación vertical del matiz dentro del frame y columna su ubicación horizontal. Cada uno de los matices deberán ser representados como una distribución de probabilidad relativa al histograma obtenido en la región de interés, mediante la Ecuación 1.5, para posteriormente ser normalizados manteniendo una profundidad de color de 8 bits utilizando la Ecuación

1.6.

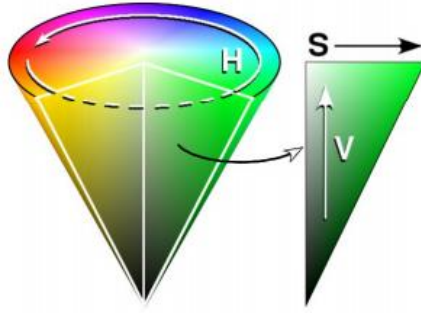
$$probmap = \frac{probmap}{\max(probmap)}$$

**Ecuación 1.5** Distribución de probabilidad relativa al histograma [33].

$$probmap = probmap \times 255$$

**Ecuación 1.6** Normalización para profundidad de color de 8 bits [33].

Dado que este algoritmo se basa en localizar el objetivo que tiene alta saturación en el modelo HSV como se muestra en la Figura 1.18, los píxeles que tengan baja saturación son omitidos para calcular el mapa de probabilidad.



**Figura 1.18** Modelo de color HSV [33].

#### Calculo de la nueva ubicación

El objetivo puede cambiar su posición en cada uno de los frames, por lo que es necesario encontrar el nuevo centroide para la ventana de búsqueda, calculando los momentos de imagen de orden 0 siguiendo la Ecuación 1.7, el momento de orden 1 mediante la Ecuación 1.8 y el momento de orden 2 como se indica en la Ecuación 1.9, todos los cálculos dentro de la región de interés.

$$M_{00} = \sum_{fila} \sum_{columna} probmap(fila, columna)$$

**Ecuación 1.7** Momento de imagen de orden 0 [33].

$$M_{10} = \sum_{fila} \sum_{columna} columna \times probmap(fila, columna)$$

**Ecuación 1.8** Momento de imagen de orden 1 [33].

$$M_{01} = \sum_{fila} \sum_{columna} fila \times probmap(fila, columna)$$

**Ecuación 1.9** Momento de imagen de orden 2 [33].

Las coordenadas del centroide variarán de acuerdo con los momentos de imagen previamente calculados, siguiendo la Ecuación 1.10.

$$X_c = \frac{M_{01}}{M_{00}} \quad Y_c = \frac{M_{10}}{M_{00}}$$

**Ecuación 1.10** Coordenadas del nuevo centroide [33].

#### Calculo de las dimensiones para la ventana de seguimiento

El tamaño de la ventana de seguimiento depende directamente del momento de orden 0 calculado previamente, aplicando la Ecuación 1.11 se puede obtener su altura y anchura.

$$Alto = \sqrt{\frac{M_{00}}{255}} \quad Ancho = 1.2 \times Alto$$

**Ecuación 1.11** Dimensiones de la ventana de seguimiento [33].

### **Filtrado de Señales**

Un filtro en imágenes es el proceso mediante el cual dependiendo de la selección de uno o más patrones segmenta la imagen para suprimir o atenuar características que no sean de interés principal a investigar [35].

Si bien aplicar un filtro a una imagen digital provoca pérdida de información de la imagen original su resultado contiene únicamente los datos de interés aislándolos de efectos indeseados, dando un mayor valor útil a la imagen filtrada para cumplir el propósito específico que se busca.

Varias aplicaciones necesitan de un filtrado digital de imágenes para extraer información específica del sistema bajo estudio, por lo que existen diferentes tipos de filtros, para datos bidimensionales operando ya sea en el dominio de la imagen o en el dominio de la frecuencia, consiguiendo efectos como: eliminación de ruido, suavizamiento, selección o supresión de patrones o características y degradación de interferencias con el propósito de realzar características específicas dentro de la imagen original.

Dentro de la categoría de filtros que operan en el dominio de la imagen se encuentran los filtros de media y mediana cuya función es eliminar el ruido existente dentro de una imagen empleando procedimientos matemáticos a cada uno de los píxeles, sin recurrir al dominio espacial o dominio de frecuencias por medio de la transformada de Fourier.

### **Filtro de media**

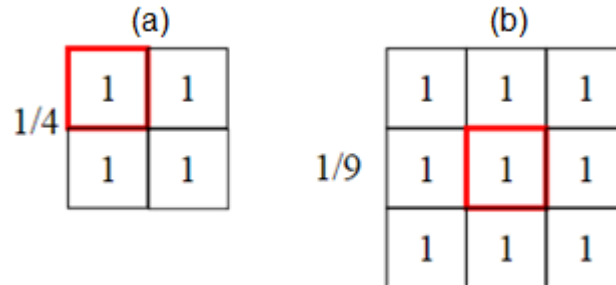
Este tipo de filtro realiza una evaluación del promedio de los valores de cada uno de los píxeles dentro de la imagen, substituyendo el valor del píxel central, es empleado en su mayoría para imágenes donde la cantidad contenida de píxeles sea impar, ya que es necesario un corrimiento de  $\frac{1}{4}$  de píxel en la dirección de desplazamiento si el número de píxeles es par, tal como se observa en la Figura 1.19. Matemáticamente la media se representa mediante la Ecuación 1.12.

$$\bar{x} = \frac{\sum x}{n}$$

**Ecuación 1.12** Ecuación de la media [36].

Donde  $\bar{x}$  es la media,  $\sum x$  es la sumatoria del conjunto de valores individuales y  $n$  es el número total de una muestra. Este filtro se realiza con el objetivo de suavizar imágenes

para reducir la variación de intensidad entre un píxel y el consecutivo teniendo un efecto muy similar a filtros pasa altos, pasa bajos o pasa bandas, manteniendo la ventaja de ser un filtro lineal [35].



**Figura 1.19** (a) Corrimiento de 1/4 de píxel (b) Corrimiento de 1/9 de píxel [35].

### Filtro de mediana

En este filtro, se obtiene la mediana de los valores de cada uno de los píxeles, en cada uno de los frames, de esta forma se sustituye el valor del píxel central por el resultado del cálculo. En algunos frames debido al proceso de cálculo matemático se introducen errores producto del redondeo [37].

En general, el filtro de mediana se puede representar como una ventana de  $n$  elementos, donde  $x$  es la posición relativa de la mediana y está definida como se muestra en la Ecuación 1.13.

$$x = \frac{n + 1}{2}$$

### Ecuación 1.13 Ecuación del filtro de mediana [35].

Por lo que todos los patrones, sean lineales o de tipo puntual, cuya dimensión en píxeles sea menor al valor dado por la Ecuación 1.14, serán eliminados del frame.

Es importante también aplicar el filtro de mediana ya que dentro de las imágenes se pueden encontrar los ojos, que producen picos transitorios como resultado del movimiento propio del parpadeo introduciendo ruido en su mayoría de tipo impulso.

$$x = \frac{n - 1}{2}$$

### Ecuación 1.14 Ecuación para eliminar píxeles fuera de las dimensiones dadas [35].

Si bien este filtro, junto con el filtro de media son necesarios para eliminar el ruido, su tiempo de ejecución dentro de un algoritmo recursivo es diferente, siendo el filtro de mediana el apropiado para eliminar la mayor cantidad de ruido dentro de una imagen

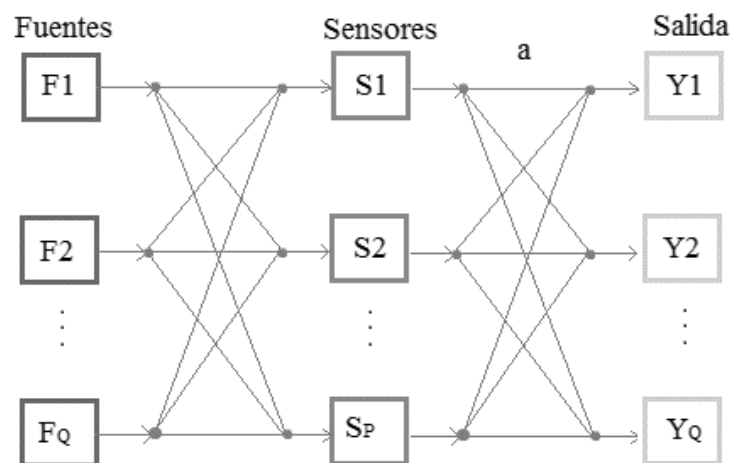
digital, en especial el de tipo impulso, excluyendo efectos engañosos y preservando el borde de la imagen [38].

### Análisis de Componentes Independientes

El análisis de componentes independientes (ICA) es un método estadístico y computacional que permite hallar factores ocultos de un conjunto de variables, mediciones o señales aleatorias, proporciona la facilidad de encontrar una representación lineal lo más estadísticamente independiente de cada una de sus componentes.

Una de las principales ventajas es posibilitar una estructura fundamental de los datos de varias aplicaciones, específicamente en la extracción de características y la separación de señales [39]. La estimación de la frecuencia cardíaca se puede considerar como un problema de separación ciega de fuentes, que consiste en estimar un grupo de señales fuente, sin conocer su naturaleza, a partir de un conjunto de mediciones realizadas por un conjunto de sensores. En este caso la señal de frecuencia cardíaca es obtenida gracias al cambio temporal de coloración en el rostro, que es registrado por una cámara de video digital, actuando como el elemento sensor para cada uno de los canales de color RGB.

En esencia, consiste en separar los componentes adyacentes principales de una mezcla de varias señales superpuestas [40]. Las mediciones obtenidas dentro del conjunto se encuentran combinadas entre sí, debido a que se transmiten a través de un medio compartido, como se muestra en la Figura 1.20.



**Figura 1.20** Representación gráfica de separación ciega de fuentes [41].

Se supone entonces el sistema de la Ecuación 1.15, que posee  $Q$  fuentes desconocidas  $F(t)$ , en el cual se emplea un sistema de  $P$  sensores  $S(t)$ , que adquirirán las señales combinadas  $a$ , además de un ruido externo asociado al sistema  $R(t)$ .

$$S_1(t) = a_{11}F_1(t) + a_{12}F_2(t) + \cdots + a_{1P}F_P(t) + R_1(t)$$

$$S_2(t) = a_{21}F_1(t) + a_{22}F_2(t) + \cdots + a_{2P}F_P(t) + R_2(t)$$

$$S_P(t) = a_{P1}F_1(t) + a_{P2}F_2(t) + \cdots + a_{PQ}F_P(t) + R_P(t)$$

**Ecuación 1.15** Representación de un sistema de fuentes desconocidas [41].

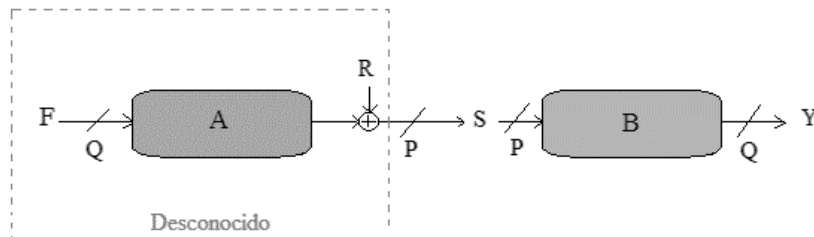
De forma análoga el sistema de la Ecuación 1.15, puede ser representado como se indica en la Ecuación 1.16.

$$S = AF + R$$

**Ecuación 1.16** Representación análoga del sistema de fuentes ciegas [41].

Donde  $S$  representa el vector de muestras de las señales obtenidas,  $A$  la matriz de combinaciones con dimensiones  $P \times Q$ ,  $F$  el vector de muestras de las señales fuente y  $R$  el vector de ruido asociado con componentes estadísticamente independientes de las fuentes [42].

El problema se reduce al aplicar una diagonalización aproximada articular de las matrices propias (JADE), permitiendo diagonalizar la matriz con los autovalores de las señales combinadas, basado en el cálculo estadístico de alto orden [43] [44], encontrando una matriz  $B$  de dimensiones  $P \times Q$ , de forma que, al leer las muestras de las señales obtenidas, facilite extraer señales de salida  $Y$  similares a las fuentes originales, como se muestra en la Figura 1.21, estimando los coeficientes de la matriz de combinaciones  $A$  y las fuentes  $F$  a partir de las muestras obtenidas  $S$  como el resultado de una combinación lineal de las fuentes.



**Figura 1.21** Diagrama de bloques de la separación ciega de fuentes [43].

El algoritmo JADE [42] comprende de ciertas etapas:

**Inicialización.** – Mediante un proceso de blanqueamiento se pretende eliminar las componentes de ruido aún presentes, para simplificar el procesamiento de la señal. La Ecuación 1.17 representa el proceso de inicialización en la diagonalización de la matriz, donde  $W$  es la matriz de pre blanqueo o esférica y  $B$  es una matriz unitaria conocida como



matriz de mezcla blanqueada, específicamente su matriz de covarianza es una matriz identidad.

$$B = W \times A$$

**Ecuación 1.17** Inicialización para la diagonalización de la matriz combinada [42].

Debido a que los datos nuevos son espacialmente blancos es necesario buscar un vector blanco  $Y$ , este último solo puede obtenerse mediante una transformación ortonormal  $V$ , tal como se aprecia en la Ecuación 1.18.

$$Y = (V \times W) \times X$$

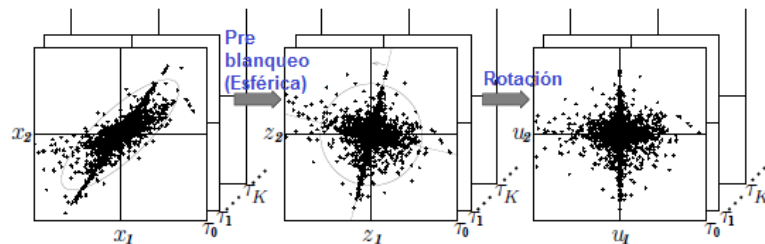
**Ecuación 1.18** Vector blanco [42].

Para obtener la transformación ortonormal  $V$  es posible utilizar el análisis de componentes principales (PCA), debido a que este consiste básicamente en una decorrelación seguido de un escalado. La matriz transformación  $V$  puede expresarse como muestra la Ecuación 1.19, donde  $T$  es la matriz cuyas columnas son los auto vectores normalizados de la matriz de correlaciones de  $X$  y  $\Lambda$  es la matriz diagonal.

$$V = \Lambda^{-1/2} T^t$$

**Ecuación 1.19** Matriz de transformación ortonormal [42].

El blanqueo no resuelve el problema de ICA, debido a que la decorrelación es una condición necesaria pero no suficiente para la independencia de las señales, es decir el blanqueo resuelve la mitad de este problema debido a que se reduce el número de parámetros a analizar. Para forzar esta independencia se requiere recurrir a métodos estadísticos de orden superior, con el objetivo de obtener estas matrices de destino se emplean los cumulantes o acumuladores. Una vez obtenida la matriz  $V$ , dada por la Ecuación 1.19, el algoritmo debe pasar por dos etapas de diagonalización, como se muestra en la Figura 1.22, de esta manera se obtendrá la matriz para la separación de mezcla.



**Figura 1.22** Etapas de diagonalización dentro del método de decorrelación en el uso de señales temporales [42].

**Estimación de matrices acumulativas.** – Las matrices acumulativas permiten resumir el conjunto de datos en un conjunto más pequeño de estadísticas calculadas, para finalmente estimar una matriz de separación. Como beneficio, los cumulantes o acumuladores se computan solo una vez a través del conjunto de datos, y las actualizaciones de Jacobi se realizan en estas estadísticas en lugar de en todo el conjunto de datos. Esto beneficia el procesamiento considerando el grupo de datos con un gran número  $T$  de muestras. Para obtener la independencia de señales, se aplica el criterio de la no gaussianidad, en el cual se emplea estadísticas de orden superior.

El teorema central del límite establece que la distribución de la suma de variables aleatorias independientes, bajo ciertas condiciones, tiende a ser gaussiana. Por tanto, la suma de variables independientes dará lugar a una nueva variable que presenta una gaussianidad mayor que las anteriores por separado. Finalmente, una forma de separar variables originales consiste en desarrollar funciones que maximicen la no gaussianidad.

Considerando que las señales estimadas se obtienen como combinación lineal de las variables observadas, esto se puede apreciar en la Ecuación 1.20, donde  $Y$  será máximamente no gaussiana cuando esta sea igual a alguna de las componentes independientes de  $S$  que conforman la mezcla. Maximizando la no gaussianidad de  $B \times X$  se puede estimar una de las componentes  $S$ .

$$Y = B \times S = W \times S$$

**Ecuación 1.20** Combinación lineal de las variables observadas [42].

El problema entonces se reduce a encontrar una matriz de rotación  $B$ , tal que las matrices acumulativas sean lo más diagonales posible, es decir, una matriz unitaria que minimice la suma de los cuadrados de los acumuladores de las salidas, como muestra la Ecuación 1.21, manteniendo el concepto de diagonalización conjunta unitaria.

$$\phi = \sum_{r=1}^Q |diag(B^H X(M_r) B)|^2$$

**Ecuación 1.21** Optimización del contraste ortogonal [42].

Con  $diag(\cdot)$  como la norma de un vector construido a partir de la diagonal de la matriz de argumento. Mediante las funciones de contraste es posible medir la no gaussianidad de una cierta variable.

**Optimizar un contraste ortogonal.** – Para poder hacer uso de la no gaussianidad en la resolución de ICA debemos disponer de algún parámetro que, cuantitativamente, indique

la gaussianeidad de una variable aleatoria. A este parámetro se le conoce como función contraste. El conflicto de la separación ciega de fuentes se reduce a encontrar el máximo absoluto de la función contraste.

La posibilidad para la estimación del modelo ICA se basa en la teoría de la información (contraste de Información Mutua), es decir es necesario medir la dependencia de variables aleatorias a partir de la información mutua, la cual es invariante ante perturbaciones. La información mutua  $I$  entre  $N$  variables aleatorias  $Y_i$ , como se aprecia en la Ecuación 1.22, donde  $H(Y)$  la entropía diferencial de una variable aleatoria.

$$I(Y_1, \dots, Y_N) = \sum_{i=1}^N H(Y_i) - H(Y)$$

**Ecuación 1.22** Contraste ortogonal de información mutua [42].

Finalmente, la estimación de la transformación ICA a través de la minimización de la información mutua es equivalente a maximizar la suma de las no gaussianeidades de las componentes independientes estimadas.

**Separación de fuentes.** – Una vez se obtenga la matriz unitaria  $B$ , las fuentes  $Y$  pueden ser estimadas usando la Ecuación 1.23.

$$Y = B^T \times W \times S$$

**Ecuación 1.23** Estimación en la separación de fuentes [42].

Estas etapas forman parte de un algoritmo recursivo utilizando técnicas de Jacobi, la cual es una técnica iterativa de optimización sobre un conjunto de matrices ortonormales, donde la transformada ortonormal se obtiene como una secuencia de rotaciones planas.

Cada una de las rotaciones del plano es una rotación aplicada a un par de coordenadas, es decir, en un plano bidimensional. Si  $G$  es un vector de dimensiones  $n \times 1$ , la rotación del plano  $(i, j)$  en un ángulo  $\theta_{ij}$  cambia las coordenadas  $i$  y  $j$  de acuerdo con la Ecuación 1.24, mientras las otras coordenadas permanecen sin cambios.

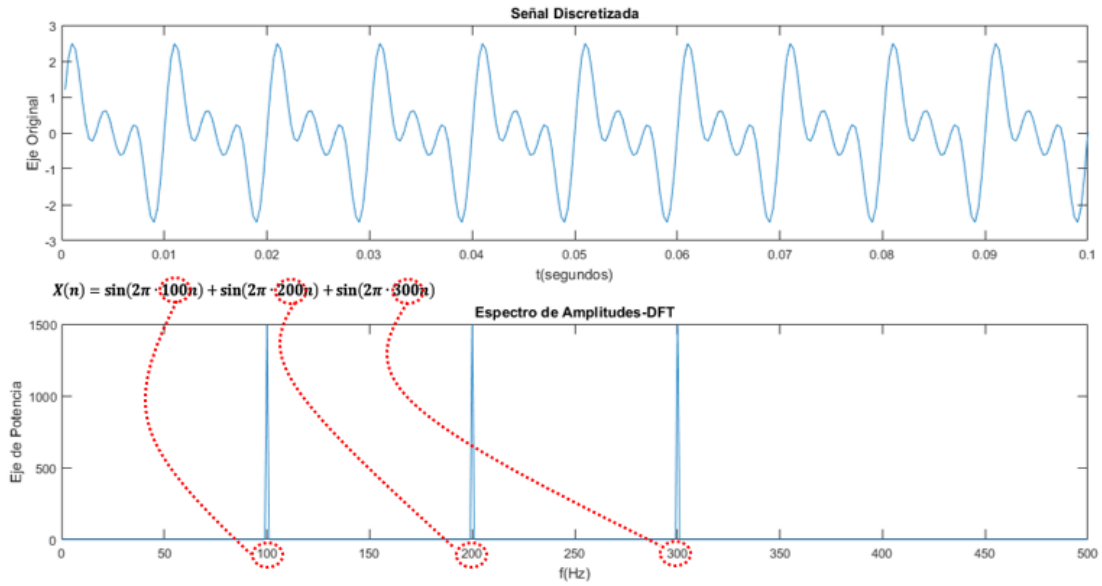
$$\begin{bmatrix} G_i \\ G_j \end{bmatrix} \leftarrow \begin{bmatrix} \cos(\theta_{ij}) & \sin(\theta_{ij}) \\ -\sin(\theta_{ij}) & \cos(\theta_{ij}) \end{bmatrix} \begin{bmatrix} G_i \\ G_j \end{bmatrix}$$

**Ecuación 1.24** Rotación ortonormal [42].

### **Transformada de Fourier [45] [46]**

La transformada de Fourier (FT) produce el cambio de una señal que se encuentra en el dominio del tiempo al dominio de la frecuencia, esto facilita su procesamiento por lo que

sus aplicaciones en la ingeniería y física son extensas, un claro ejemplo de este principio se visualiza en la Figura 1.23.



**Figura 1.23** Transformación de una señal temporal al dominio frecuencial.

El algoritmo FT es utilizado para conocer las características y comportamientos frecuenciales, es decir muestra el potencial existente en cada componente de frecuencias de una señal temporal. Matemáticamente la FT en tiempo continuo puede ser expresada como muestra la Ecuación 1.25, donde:  $x(t)$  representa la señal en tiempo continuo,  $k$  corresponde al número de armónicos de la frecuencia fundamental  $w_0$  y  $T_0$  el periodo de la señal fundamental.

$$F(w) = \frac{1}{T_0} \int_{-\infty}^{\infty} x(t) e^{-jk w_0 t} dt$$

**Ecuación 1.25** Transformada de Fourier en tiempo continuo [45].

Computacionalmente es necesario trabajar en tiempo discreto, por lo que se utiliza la transformada discreta de Fourier (DFT), su modelo matemático se puede observar en la Ecuación 1.26, donde  $N$  representa el número de muestras en la señal  $x(n)$  y  $kn$  es la variable de frecuencia discreta.

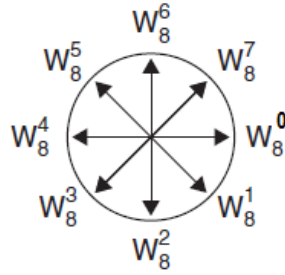
$$X(k) = \sum_{n=0}^{N-1} x(n) e^{-j \frac{2\pi kn}{N}} \quad kn = 0, 1, 2, \dots, N-1$$

**Ecuación 1.26** Transformada de Fourier en tiempo discreto [45].

Otra forma de expresar la DFT es introduciendo el concepto de factor de giro (twiddle factor), que define a un número complejo de magnitud unitaria y fase  $-\frac{2\pi nk}{N}$ , como se evidencia en la Ecuación 1.27, su representación polar se encuentra en la Figura 1.24, para el caso de  $N = 8$ , donde cada uno de los factores de giro tendrá una frecuencia en radianes como muestra la Ecuación 1.28.

$$W_N^{kn} = e^{-j\frac{2\pi kn}{N}}$$

**Ecuación 1.27** Factor de giro [45].



**Figura 1.24** Representación polar del factor de giro para  $N=8$  [45].

$$\Delta\omega = \frac{2\pi}{N}$$

**Ecuación 1.28** Frecuencia en radianes de cada factor de giro [45].

Utilizando la definición expuesta en la Ecuación 1.27, la DFT de la Ecuación 1.26 puede ser representada como muestra la Ecuación 1.29.

$$X(k) = \sum_{n=0}^{N-1} x(n)W_N^{kn} \quad kn = 0,1,2, \dots, N-1$$

**Ecuación 1.29** Transformada de Fourier en tiempo discreto usando el factor de giro [45].

Una aplicación importante dentro de la FT es la transformada rápida de Fourier (FFT) la cual permite calcular su transformada discreta e inversa, mejorando considerablemente el tratamiento digital de señales y filtrado digital al emplear las propiedades de simetría y periodicidad del factor de giro.

La Ecuación 1.30 muestra la propiedad de simetría del factor de giro, la misma que ofrece la ventaja de reducir los cálculos al necesitar únicamente encontrar la mitad de sus factores, ya al aplicar su inversa los factores restantes son obtenidos.

$$-W_N^{kn} = W_N^k e^{-j\pi} = W_N^k \left( e^{-j\frac{2\pi}{N} \frac{N}{2}} \right) = W_N^{kn} W_N^{\frac{N}{2}} = W_N^{kn + \frac{N}{2}}$$

**Ecuación 1.30** Propiedad de simetría del factor de giro [45].

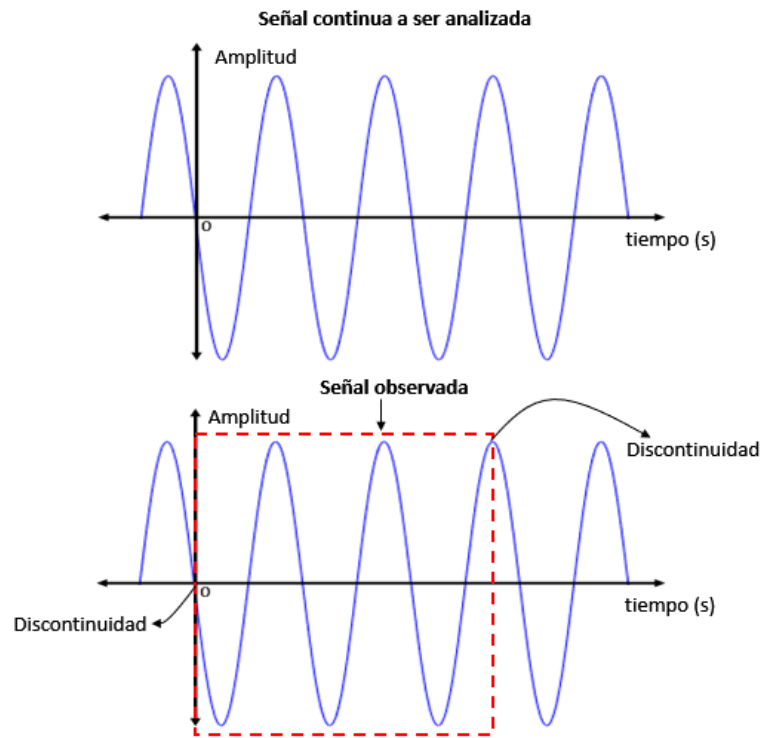
Al aplicar la propiedad de periodicidad del factor de giro, que se expone en la Ecuación 1.31, se requiere únicamente calcular los primeros  $N - 1$  factores, dado que los siguientes  $(N - 1)^2$  valores mantendrán un periodo de  $2\pi$ , tal como se mencionó en la Ecuación 1.28.

$$W_N^{kn+N} = W_N^{kn}$$

**Ecuación 1.31** Propiedad de periodicidad del factor de giro [45].

La FFT es una herramienta adecuada para desarrollar el análisis de espectral, esto debido a que elimina en gran parte los cálculos repetitivos a los que se encuentra sometida la DFT, por esto su cálculo es mucho más rápido, además de que posibilita obtener mayor precisión en el resultado y disminuye los errores de redondeo.

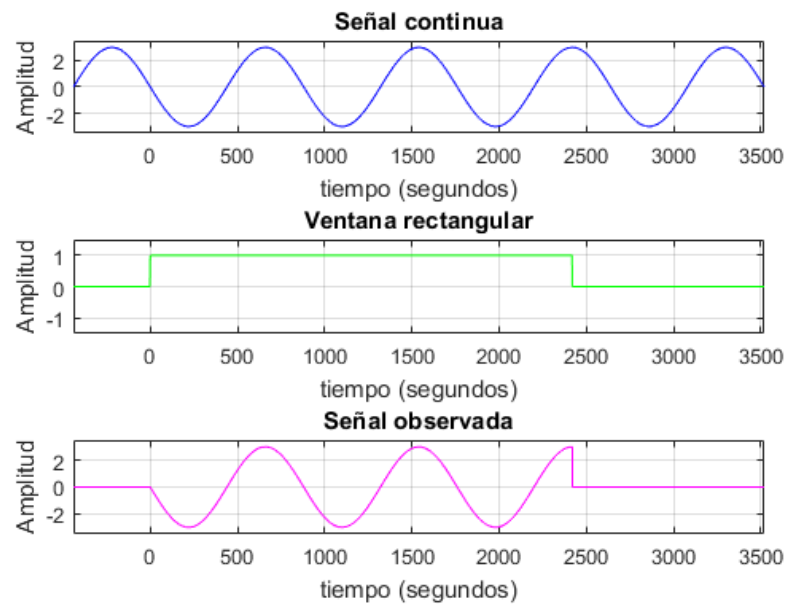
Independientemente del método a emplear para realizar el cálculo de la FT, se requiere tener siempre un conjunto de datos finito, por lo que es necesario segmentar la señal continua a ser analizada, como se indica en la Figura 1.25.



**Figura 1.25** Segmentación de la señal continua para aplicar la FT.

La señal observada, presentada en la Figura 1.25, presenta discontinuidades en sus extremos, las mismas que pueden ser evitadas al realizar una multiplicación de la señal original con una señal rectangular de esta manera se selecciona únicamente un intervalo para su análisis, como se muestra en la Figura 1.26, este proceso en particular se

denomina enventanado rectangular. De esta forma el intervalo de la señal observada posee una longitud voluntariamente limitada, es decir tiempo finito.



**Figura 1.26** Enventanado rectangular de una señal.

## 2. METODOLOGÍA

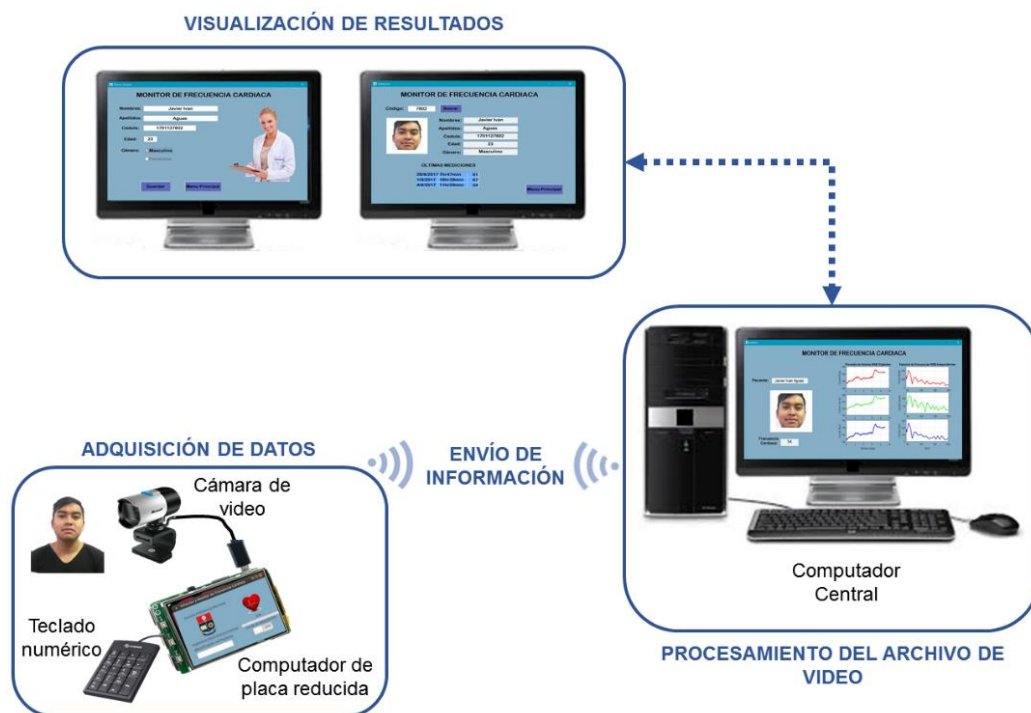
En esta sección se da a conocer los métodos y técnicas empleados para el monitoreo de la frecuencia cardiaca mediante el uso de tecnologías de la información y comunicación. El resultado de este análisis se ve reflejando en cuatro etapas, cada una de estas fases son fundamentales para el correcto funcionamiento del sistema final.

Este apartado muestra cómo se procedió a realizar la adquisición de los archivos de video, su respectivo tratamiento para el envío desde la RPI hasta el computador central, el procesamiento en cada uno de los componentes de análisis con el objetivo de obtener el parámetro fisiológico y finalmente se detalla el desarrollo de dos interfaces amigables al usuario capaces de ofrecer un monitoreo eficaz.

### 2.1. Arquitectura del Sistema

Para el monitoreo de la frecuencia cardiaca de forma no invasiva, el sistema estará conformado por 4 secciones principales: adquisición de datos, envío de información, procesamiento del archivo de video y visualización de resultados.

La Figura 2.1 representa de una manera esquemática la ubicación de cada uno de los elementos que conforman el sistema implementado, sus componentes o periféricos principales, así como pantallas de visualización secundarias.



**Figura 2.1** Diagrama esquemático del monitor de frecuencia cardiaca.



## 2.2. Adquisición de datos

El proceso de adquisición de datos utiliza un computador de placa reducida de bajo costo, el mismo que consta de tres periféricos adicionales: cámara de video, teclado numérico y pantalla LCD TFT táctil de 3.5 pulgadas.

Estos dispositivos en conjunto son los encargados de obtener un archivo de video con identificación de la persona, para posteriormente ser procesado y así obtener un valor estimado de frecuencia cardiaca.

### Computador de placa reducida Raspberry Pi 3 Modelo B

Los computadores de placa reducida o single board computer (SBC) mantienen la potencia para ejecutar un sistema operativo en una sola placa de tamaño reducido, además de mantener un equilibrio entre robustez y versatilidad [47] necesario para aplicaciones en las cuales se requiere un sistema complejo de procesamiento computacional.

Dentro de las múltiples opciones comerciales las SBC de hardware y software libre, permiten desarrollar tecnologías que presenten soluciones basadas en mejorar la relación costo-beneficio. La Raspberry Pi 3 modelo B (RPI) es un dispositivo SBC de software libre con grandes posibilidades pese a su tamaño reducido como muestra la Figura 2.2.

Si bien existen computadores de placa reducida con una mayor capacidad de memoria para procesamiento, la arquitectura de la RPI se basa en un procesador central de 4 núcleos que permite ejecutar multiprocesamiento, además al tener incorporado un módulo de conexión wireless 802.11n evita el uso de adaptadores externos, que son necesarios en otro tipo de tarjetas de desarrollo para establecer comunicación inalámbrica con otros equipos, sus características más importantes, en cuanto a hardware, se detallan en la Tabla 2.1.



**Figura 2.2** Raspberry Pi 3 modelo B [48].

**Tabla 2.1** Especificaciones técnicas Raspberry Pi 3 modelo B [48].

Especificaciones Técnicas	Raspberry Pi 3 Modelo B
Unidad central de procesamiento (CPU)	Quad Core 1.2GHz Broadcom BCM2837 64bit
Unidad de procesamiento gráfico (GPU)	Broadcom VideoCore IV 3D
Memoria RAM	1 GB LPDDR2 (900 MHz) (Compartidos con la GPU)
Almacenamiento SD	SD/MMC/ Ranura para SDIO
Conectividad	4 puertos USB
Salida de video	Conector RCA (PAL y NTSC) HDMI (Rev 1.3 y 1.4)
Salida de audio	Conector 3.5mm Puerto HDMI
Red	Bluetooth 4.1 Classic Bluetooth Low Energy 10/100 Ethernet 2.4GHz 802.11n wireless
Pines de Entrada/Salida (GPIO)	40 x GPIO, SPI, UART
Consumo energético	500 mA (12.5 W)
Alimentación	5V Micro USB a 2.5A
Dimensiones	85.60mm x 53.98mm

La versatilidad que ofrece la RPI se refleja en la posibilidad de ejecutar varios sistemas operativos no propietarios como: Raspbian, Fedora, GNU/Linux o variantes de Ubuntu; siendo Ubuntu MATE 16.04 el sistema operativo que, sumado a su fácil e intuitiva instalación, ofrece un entorno más amigable hacia el usuario por su semejanza a sistemas operativos propietarios como muestra la Figura 2.3.



**Figura 2.3** Ubuntu MATE 16.04 en Raspberry Pi 3.

Manteniendo el concepto de software no propietario, el lenguaje de programación empleado en el proceso de adquisición de datos es Python en su versión 2.7.11 que al ser un lenguaje de programación interpretado multiplataforma tiene la posibilidad de soportar orientación a objetos, programación imperativa y programación funcional [49].

### Cámara de Video

El archivo de video de la persona a monitorear contiene los datos a procesar en el monitor de frecuencia cardiaca por lo que su correcta adquisición es un proceso vital dentro del sistema. La cámara de video web Microsoft LifeCam modelo 1425 que se presenta en la Figura 2.4 tiene la capacidad de obtener video en alta definición conservando la nitidez y enfoque.



**Figura 2.4** Cámara de video Microsoft LifeCam 1425 [50].

Si bien esta cámara de video presenta características avanzadas, como se muestra en la Tabla 2.2, en el capítulo 3, resultados y discusión, los requerimientos de resolución mínima para el correcto funcionamiento del monitor de frecuencia cardiaca serán especificados en base a pruebas realizadas.

**Tabla 2.2** Especificaciones técnicas Microsoft LifeCam 1425 [50].

Especificaciones Técnicas	Microsoft LifeCam 1425
Resolución	Hasta 1080p HD para videos 25 megapíxeles para imagen fija
Sensores	Sensor de alta definición CMOS
Zoom	Hasta 3x
Interface	USB compatible con USB 2.0
Enfoque	Automático desde 0.1m a 10m
Tasa de frames	Hasta 30 frames por segundo
Dimensiones	114x60x45mm
Peso	128 gramos

## Algoritmos de adquisición utilizando OpenCV

OpenCV es una librería de funciones de código abierto para aplicaciones de visión por computador o visión artificial, desarrollada y optimizada en C++ cuenta con compatibilidad multiplataforma y se encuentra disponible para Python, Ruby y Matlab. La librería está diseñada para mantener un consumo reducido de recursos computacionales con un enfoque para aplicaciones en tiempo real y multiprocesamiento [51].

En su versión 3.2.0, la última estable, cuenta con aproximadamente 500 funciones que en su mayoría proveen de una infraestructura de visión por computador, calibración de cámaras y aprendizaje automático de máquina.

Dentro de las funciones disponibles para la calibración y manipulación de cámaras existen aquellas que permiten capturar las imágenes en vivo que están siendo transmitidas por una cámara de video.

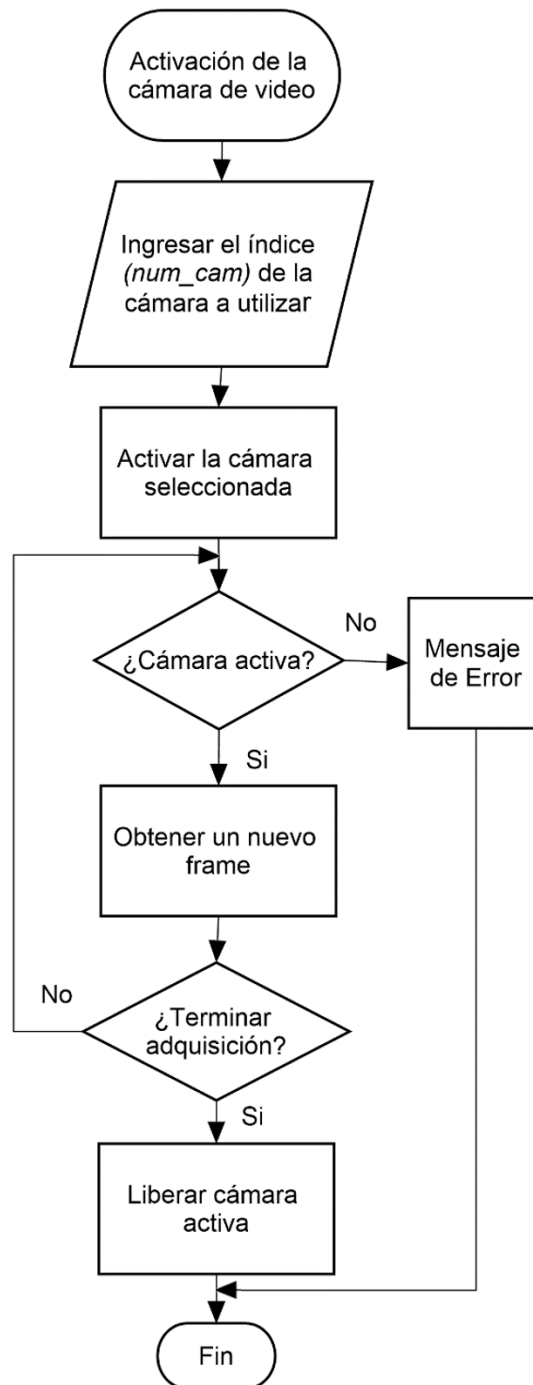
La función `cv2.VideoCapture(num_cam)` permite acceder desde una interfaz muy simple a la cámara de video seleccionada, el parámetro `num_cam` especifica la cámara a la cual se desea acceder, iniciando en 0 para la cámara principal de la computadora y valores ascendentes para cámaras adicionales [52].

Para permitir la retención de cada uno de los frames captados y presentarlos como una secuencia o archivo de video, es necesario verificar dentro de cada captura si la cámara seleccionada se encuentra activa de esta forma se garantiza que en cada ejecución de la aplicación se obtenga un nuevo frame para la secuencia utilizando el comando `read()`; además al terminar la adquisición es necesario liberar del proceso a la cámara activa para que pueda estar disponible para una nueva adquisición, el proceso para activación de la cámara de video se detalla en el diagrama de la Figura 2.5.

Si bien el proceso antes descrito permite la activación y lectura de frames de la cámara de video, es necesario almacenar esta información en un archivo de video, para su posterior procesamiento y análisis, por lo que se define parámetros importantes como la tasa de frames por segundo (fps) para la captura de video, que permitirá automatizar el proceso actuando como una variable auxiliar para detener o liberar la cámara activa después de un periodo determinado descrito por la Ecuación 2.1.

$$t_{adquisición} = fps \times t_{determinado}$$

**Ecuación 2.1** Tiempo de operación de la cámara de video.

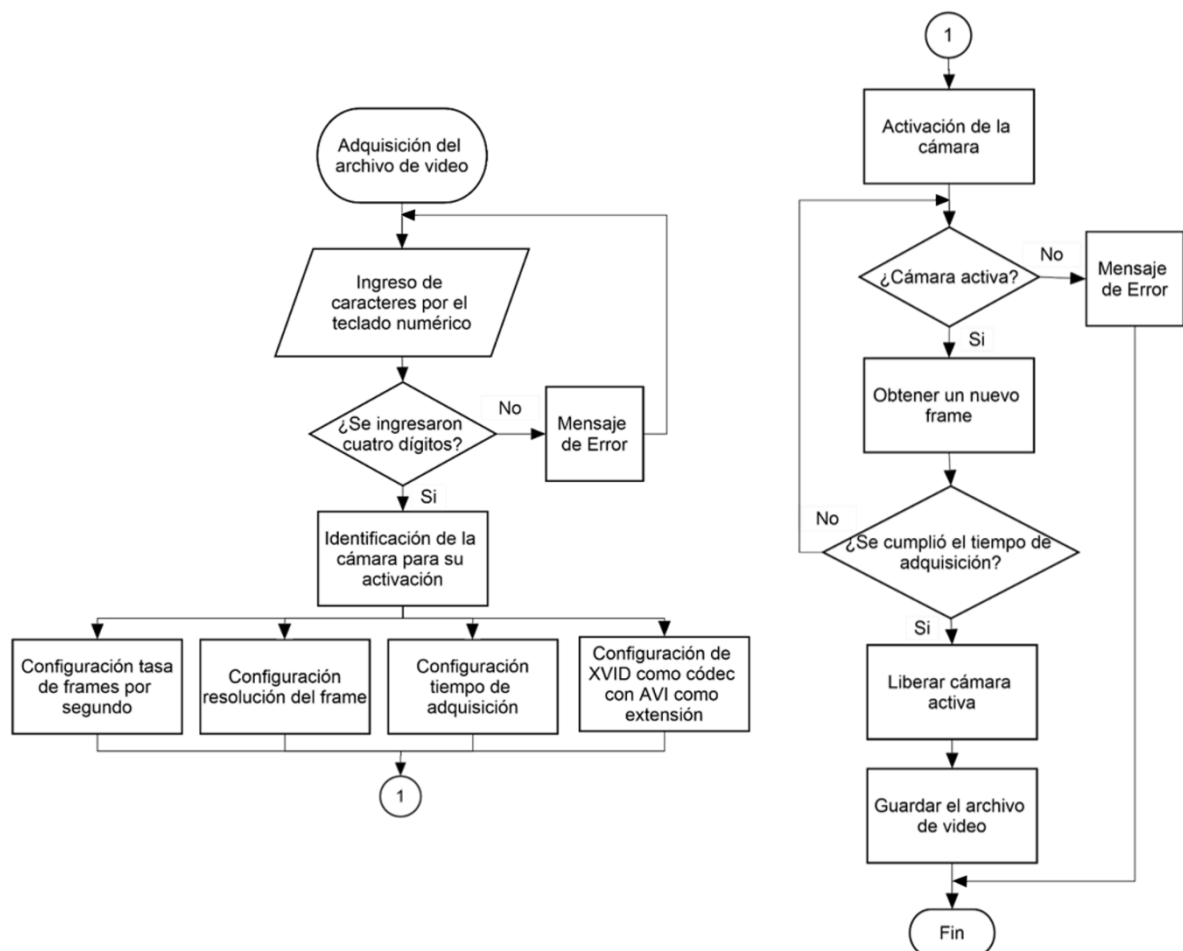


**Figura 2.5** Diagrama de flujo para la activación de la cámara de video.

Las dimensiones de cada uno de los frames también necesitan ser declaradas previamente tomando como referencia los valores de resolución mencionados en la Tabla 1.2. Los parámetros: frames por segundo, resolución y tiempo de adquisición serán determinados experimentalmente en el capítulo 3, resultados y discusión. La función `cv2.VideoWriter (nombre,códec,fps,resolución)` [52] utilizando los parámetros antes mencionados, entre otras aplicaciones, permite guardar los frames con dimensiones definidas (*resolución*) obtenidos por la cámara activa con una tasa de frames por segundo (*fps*) determinada.

Otro de los parámetros necesarios para obtener el archivo de video es el *códec*, que especifica el tipo de codificación para almacenar los datos digitales obtenidos por la cámara de video, en la actualidad existen tres tipos de codificaciones para comprimir y descomprimir video: DivX, XviD y x264, siendo los dos primeros los más utilizados al emplear extensiones AVI, MPEG4 o WMV funcionales en cualquier plataforma o sistema operativo. El *códec* XVID con la extensión AVI proporciona una alta compresión de la información digital reduciendo el tamaño del archivo además de permitir su reproducción y lectura de información en plataformas como Windows y Linux [53], por lo que será la codificación declarada en la función *cv2.VideoWriter*.

Por último, es necesario declarar un *nombre* para el archivo creado, por lo que mediante el teclado numérico los cuatro últimos dígitos de la cédula de identidad del usuario deben ser ingresados, de este modo la secuencia de frames adquiridos mediante la cámara de video es almacenada en el disco de almacenamiento del dispositivo, en este caso de la Raspberry Pi 3. El proceso de adquisición del archivo de video se muestra a detalle en el diagrama de la Figura 2.6.



**Figura 2.6** Diagrama de flujo para la adquisición del archivo de video.

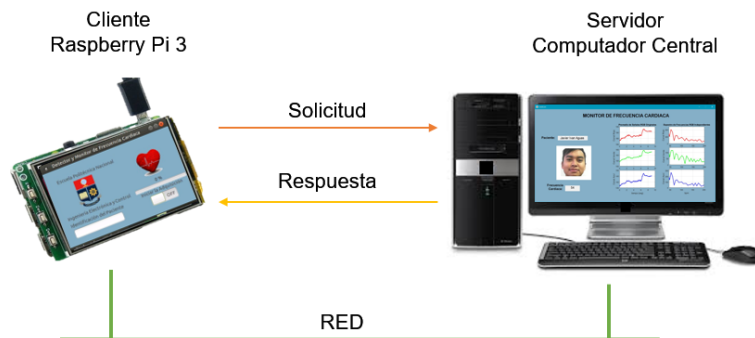
## 2.3. Envío de Información

Como se menciona en la Tabla 2.1 la RPI contiene un módulo wireless que será utilizado para establecer una comunicación con un computador central facilitando la transferencia del archivo de video para su posterior procesamiento. El proceso de envío de información se basa en el Protocolo de Control de Transmisión (TCP) utilizando puertas de enlace predeterminadas sobre una arquitectura para el diseño de software tipo cliente-servidor.

### Arquitectura Cliente-Servidor

Existen arquitecturas de red que se basan en el modelo de interconexión de sistemas abiertos (OSI) utilizando un sistema de comunicación por capas se han desarrollado numerosos protocolos que ofrecen una normativa estandarizada que permite establecer un envío de información sin importar el tipo de tecnología a utilizar [54].

Si bien existen otro tipo de arquitecturas de red su implementación es demasiado cara para la mayor parte de aplicaciones, por lo que el uso de una red convencional y simple como la cliente-servidor es apropiada para la implementación del monitor de frecuencia cardiaca. La idea de estructurar una arquitectura con procesos cooperativos (servidores) que ofrezcan servicios a usuarios (clientes), evitando el procesamiento excesivo en protocolos basados en el modelo OSI al utilizar un protocolo sencillo de solicitud-respuesta [55], como se presenta en la Figura 2.7.



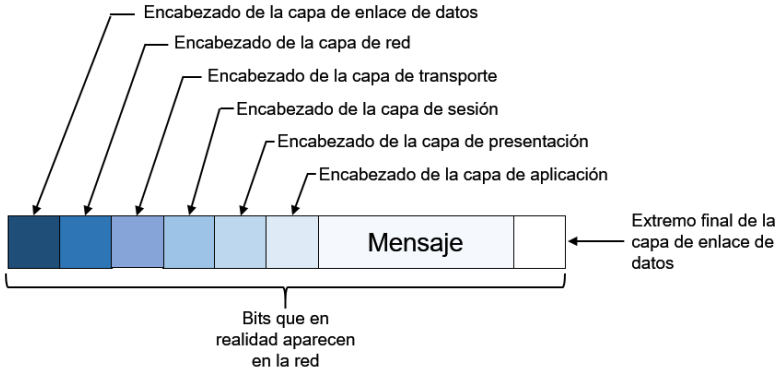
**Figura 2.7** Arquitectura de red cliente-servidor.

La principal ventaja de esta arquitectura es su sencillez, el cliente envía un mensaje y obtiene una respuesta, no es necesario establecer una conexión sino hasta que esta se utilice, además el mensaje de respuesta sirve como reconocimiento de la solicitud enviada.

### Comunicación TCP utilizando puertas de enlace

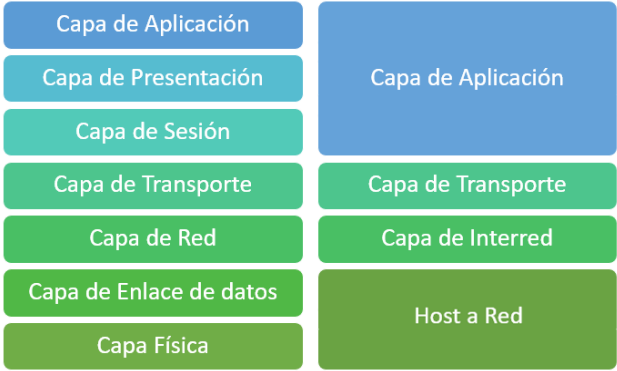
Es necesario garantizar una comunicación rápida y confiable para la correcta recepción del archivo de video a procesar, la arquitectura cliente-servidor mencionada anteriormente cumple con este propósito en redes de comunicación por cable, las mismas que presentan

una desventaja al depender de una conexión física. Como se presenta en la Tabla 2.1, la RPI integra un módulo de conexión inalámbrica que si bien elimina la dependencia del medio físico cableado introduce problemas al momento de establecer una conexión para realizar las solicitudes desde el cliente, puesto que ahora es necesario utilizar un protocolo de comunicación para obtener la información del servidor. Protocolos basados en el modelo OSI podrían ser empleados para solucionar este problema de conexión con la desventaja de añadir hasta seis periodos de procesamiento previos al envío de un mensaje, como se puede observar en la Figura 2.8. Las adiciones de estos periodos consumen recursos de procesamiento introduciendo intervalos que demorarán el envío de información entre los dispositivos cliente y servidor, además de complicar la escalabilidad de la red en un futuro.



**Figura 2.8** Mensaje transmitido en la red [56].

Por lo que es necesario introducir un modelo de comunicación diferente, denominado protocolo de control de transmisión (TCP/IP), el cual permite crear conexiones para el envío de datos garantizando su entrega al destinatario sin errores y conservando su orden original [57]. Como se observa en la Figura 2.9 el modelo TCP/IP únicamente cuenta con cuatro capas en comparación al modelo OSI, simplificando las capas de presentación y sesión dentro de la capa de aplicación, además incluye una capa de interred no orientada a la conexión permitiendo el envío de paquetes de datos dentro de cualquier red.



**Figura 2.9** Comparación modelo OSI y modelo TCP/IP [56].



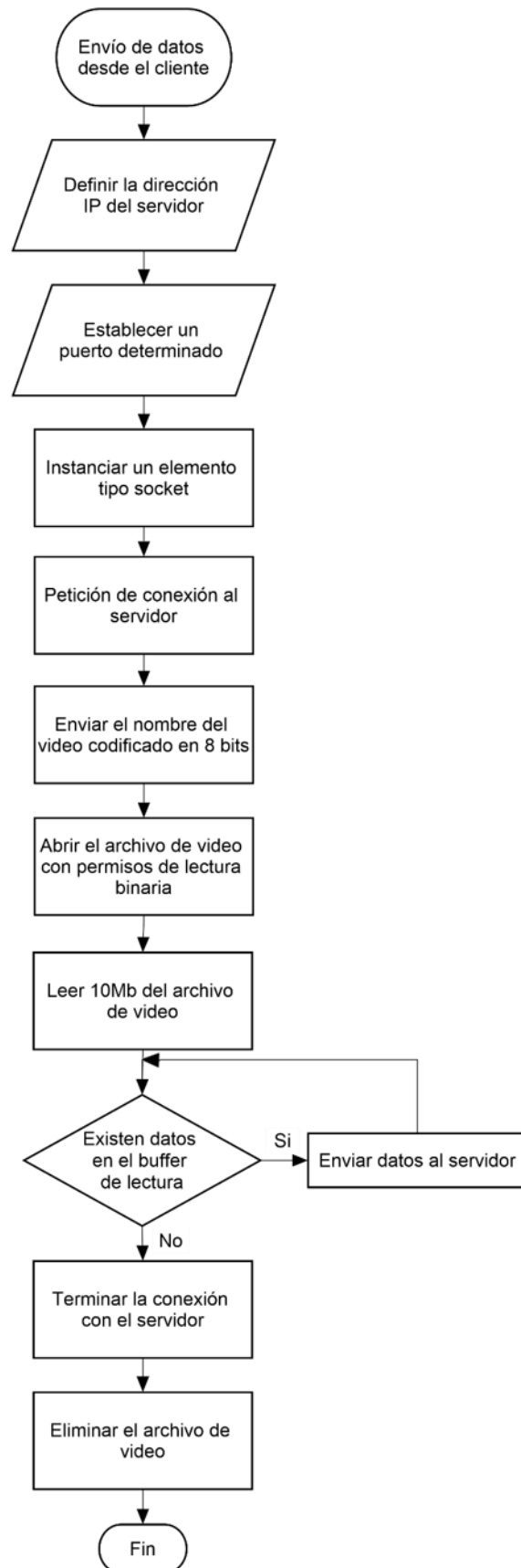
El mecanismo empleado para la entrega de datos, desde el servidor al cliente, se denomina puertas de enlace o sockets que debe ser definido por direcciones IP en el dispositivo local y remoto. Existen dos condiciones principales para establecer una comunicación entre dos dispositivos en una misma red o redes distintas; los programas deben ser capaces de localizar al programa que solicita la conexión y permitir el intercambio de cualquier tipo de secuencia o datos relevantes [58]. Por ello el socket resuelve estas dos condiciones utilizando direcciones del protocolo de red, direcciones IP, para identificar al dispositivo de origen y destino, juntamente con números de puerto para identificar a un programa dentro de estos dispositivos, ejecutando cada uno de los programas con un puerto de comunicación propio e independiente.

### **Algoritmos de comunicación**

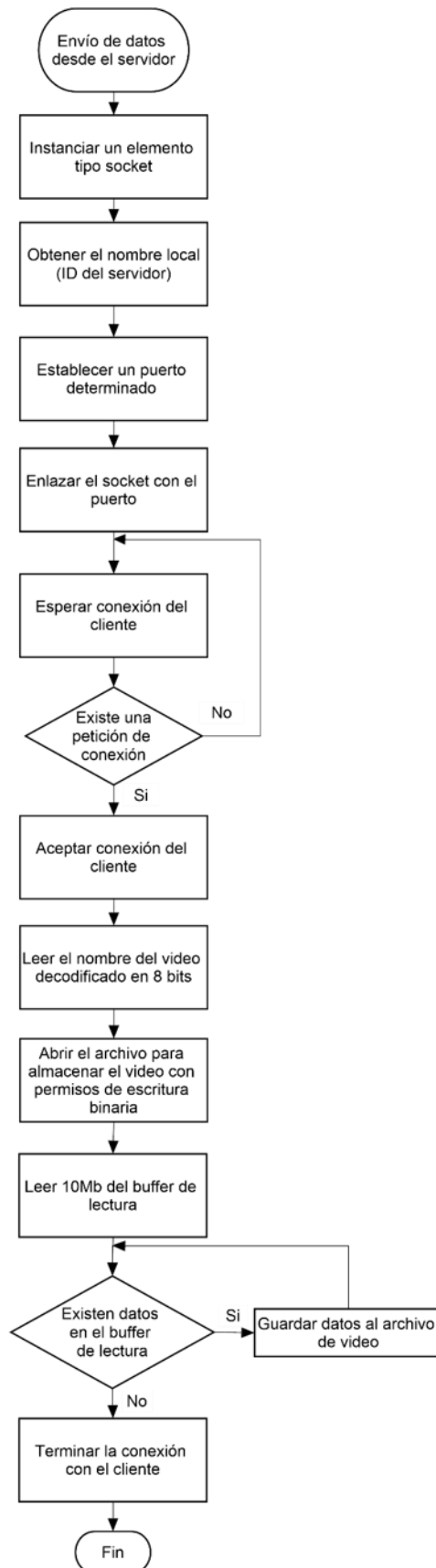
Los algoritmos de envío de información que establecen una comunicación TCP/IP se desarrollaron bajo el lenguaje de programación Python, tomando en cuenta que la RPI ya posee el algoritmo para adquisición del archivo de video en este lenguaje de programación, únicamente se incorporará una nueva sección que se procesará paralelamente con la sección ya existente. En este caso se utiliza la librería *socket* que se incluye en la versión 2.7.11 de Python, la cual permite crear una conexión TCP especificando la dirección IP del servidor y un puerto para identificar al programa en ejecución [59]. Por otro lado, para el envío de datos desde el cliente la RPI necesariamente debe iniciar el envío de datos hacia el dispositivo servidor mediante una petición de conexión. Una vez realizada esta conexión el archivo de video es transferido al dispositivo servidor con una velocidad de envío apropiada para la red en la que se encuentren, que en este caso es de 10485760 bytes (10 Mb), esta condición para la velocidad de envío de información puede ser modificada si en la red donde se ubicará el dispositivo no cumple este parámetro.

La conexión establecida en la red mediante el dispositivo servidor es terminada por parte del dispositivo cliente, el mismo que puede iniciar una nueva comunicación mediante una petición de conexión en cualquier momento, para concluir eliminando el archivo de video que se envió para evitar la saturación el disco de almacenamiento de la RPI, este proceso se detalla en la Figura 2.10.

Dentro de los algoritmos de recepción de datos, considerando que el dispositivo servidor está situado en un computador central donde se realiza el procesamiento del archivo de video, se desarrolla un proceso similar al realizado en el dispositivo cliente. En este caso el dispositivo servidor se mantendrá esperando hasta recibir peticiones de conexión por el dispositivo cliente, para iniciar la comunicación y el almacenamiento del archivo de video enviado, este proceso se puede visualizar en la Figura 2.11.



**Figura 2.10** Diagrama de flujo para el envío del archivo de video desde el dispositivo cliente.



**Figura 2.11** Diagrama de flujo para la recepción del archivo de video en el dispositivo servidor.

## 2.4. Procesamiento del archivo de video

Una vez que el video se encuentra en el computador está listo para ser procesado con la finalidad de identificar una región de interés para la obtención de frecuencia cardiaca que involucra tanto la detección como el seguimiento del rostro de la persona.

### Detección y seguimiento de una sección de interés

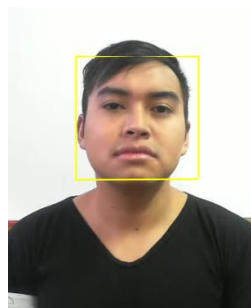
En el presente apartado se desarrollarán dos algoritmos útiles para la detección y seguimiento de una sección de interés, considerando específicamente la región facial, con el fin de identificar los mejores resultados.

El algoritmo de Kanade-Lucas-Tomasi (KLT) y el algoritmo continuamente adaptativo de media (CAMShift) emplean el mismo método para la detección de rostro mas no para el rastreo.

#### Algoritmo Kanade-Lucas-Tomasi (KLT)

Inicialmente este algoritmo recibe el archivo de video a ser analizado y muestra un resultado tanto visual como matemático, el primer aspecto se ve reflejado en el seguimiento del rostro en la secuencia de frames, para el segundo aspecto se almacenan vectores que contienen coordenadas  $x$  y  $y$  que delimitan la sección a ser procesada, estos valores corresponden a los puntos superior izquierdo e inferior derecho.

La detección del rostro es establecida mediante el uso de la función *vision.CascadeObjectDetector* de la herramienta computacional de Matlab, esta permite construir clasificadores a partir del principio de Viola-Jones, los cuales poseen un porcentaje de detección del 100% [60]. Este algoritmo ofrece buenos resultados para la detección, mas no para seguimiento de un rostro en específico, en primera instancia se aplica Viola-Jones por la rapidez de detección que esta posee, esto es posible apreciar en la Figura 2.12.



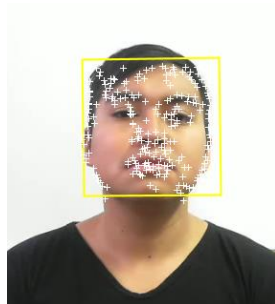
**Figura 2.12** Detección de rostro con el método KLT.

Este detector de objetos en cascada establece categorías para la detección, donde la relación de aspecto no varía considerablemente. Detecta objetos mediante el deslizamiento

de una ventana sobre una imagen. El clasificador en cascada decide si la ventana contiene el objeto de interés.

Cada ventana atraviesa dos etapas dentro de la clasificación: etapa positiva y etapa negativa, donde positivo indica que un objeto ha sido encontrado y negativo sin este no lo fue. Estas etapas están diseñadas con el fin de rechazar lo más rápido posible las muestras negativas [61].

Matlab permite utilizar el principio de reconocimiento de rostros KLT con la función *detectMinEigenFeatures*, esta función detecta puntos característicos presentes en el rostro del paciente, como se observa en la Figura 2.13, en una imagen de entrada en escala de grises y emplea el método de valor propio mínimo propuesto por Shi y Tomasi [62].



**Figura 2.13** Detección de puntos característicos.

Una vez identificados los puntos característicos del rostro, se realiza el seguimiento, aplicando la función *vision.PointTracker* que establece el rastreo constante de la cara; los puntos anteriormente identificados pueden perderse debido a cambios de iluminación, rotación del plano o ciertos movimientos articulados, por estas razones la función adquiere los puntos periódicamente [63].

Es necesario inicializar el proceso de seguimiento con el comando *initialize*, esto permite especificar las ubicaciones iniciales y el marco del video inicial. La estructura del comando se denota de la siguiente manera: *initialize(pointTracker,points,I)*, donde *points* es una matriz M de coordenadas xy, *I* es el marco del video inicial [64].

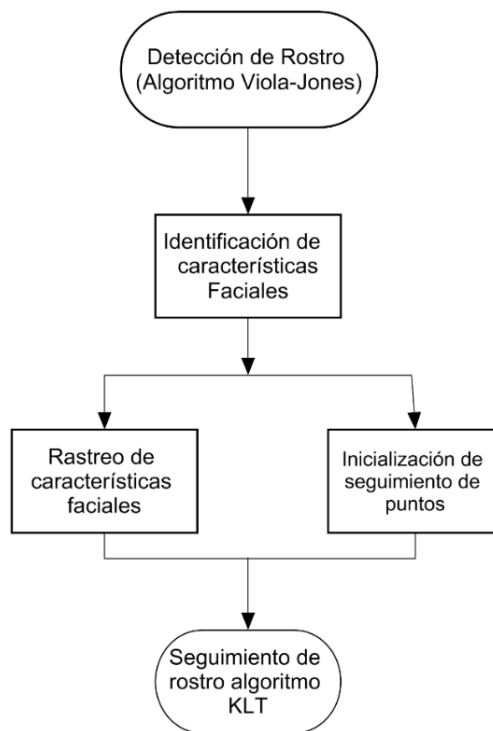
Para el seguimiento del conjunto de puntos se debe seguir los siguientes pasos:

1. Definir y configurar el objeto de seguimiento
2. Utilizar el comando *step* para realizar el seguimiento de puntos en los posteriores marcos del video

Para identificar el error bidireccional presente en la medición, se aplica el comando *MaxBidirectionalError*, este valor representa la distancia en pixeles de la ubicación original

de los puntos a la ubicación final después de haberse dado el seguimiento. Se consideran puntos no validos cuando el error es mayor al establecido entre 0 y 3 pixeles [64].

El algoritmo KLT empleado para la detección y seguimiento del rostro, considera significativamente las variaciones de luz y los pequeños movimientos presentes en el video, convirtiéndose este aspecto en un requerimiento al momento de realizar la adquisición del archivo de video. Dentro del algoritmo KLT existen ciertas partes necesarias para el desarrollo del mismo, estas se evidencian en la Figura 2.14.



**Figura 2.14** Diagrama de flujo algoritmo KLT [65].

#### **Algoritmo continuamente adaptativo de la media (CAMShift)**

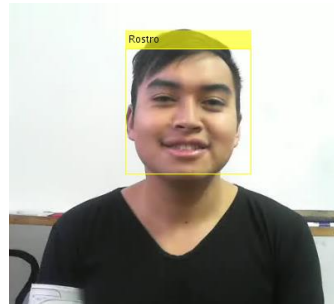
Al igual que el algoritmo de KLT, CAMshift establece detección y seguimiento de rostros. Este método establece la distribución de probabilidad del color cuando la secuencia de frames varía en el tiempo, además de mantener una ubicación adecuada de la ventana de búsqueda. Este método recibe el archivo de video para su posterior análisis y entrega coordenadas xy, las mismas que delimitan la sección a ser procesada.

CAMshift emplea tres fases en su procesamiento [66]:

- Detección y seguimiento de rostro
- Detección de características faciales
- Rastreo de rostro

### Detección y seguimiento de rostro

De la misma manera como se explicó en el algoritmo de KLT, la detección se realiza por medio de la función *vision.CascadeObjectDetector* de Matlab, la cual se basa en el principio de detección establecido por Viola-Jones, esto se puede observar en la Figura 2.15 [66].



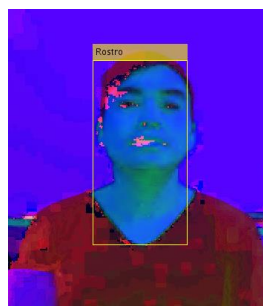
**Figura 2.15** Detección de rostro mediante método CAMshift.

### Detección de características faciales

Una vez detectado el rostro se procede a identificar las características que favorecerán en el seguimiento del mismo, en este caso se estableció como característica de rastreo el tono de piel. Este rasgo proporciona un buen contraste entre la cara y el fondo, además no posee mayor irregularidad al presentarse giros en el rostro [66].

Inicialmente se obtiene el tono de la piel extraído del matiz de un frame y a partir del mapa de color RGB se convierte a un mapa de color HSV, esto se lo realiza con la función *rgb2hsv*. La matriz resultante HSV entrega una matriz de imágenes en tres planos, los cuales contienen componentes de tonalidad, saturación y valoración [67].

La tonalidad de la piel es la característica facial a ser rastreada, esta se encuentra delimitada y se la puede apreciar en la Figura 2.16, al presentarse el seguimiento de la piel es evidente además la identificación del cuello, para contrarrestar esta acción se coloca al frame en escala de grises como se observa en la Figura 2.17.



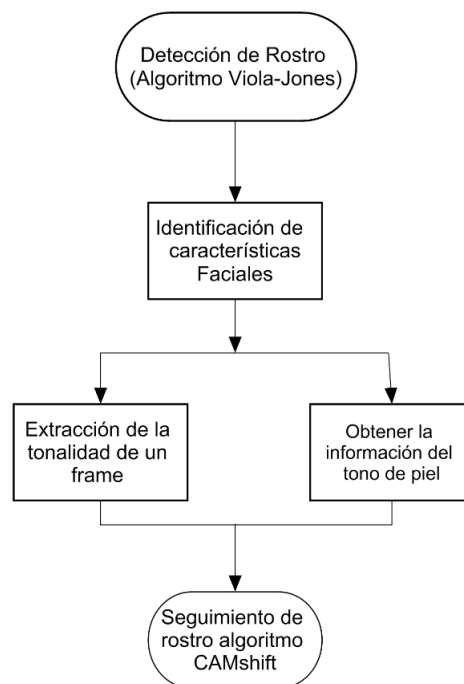
**Figura 2.16** Datos de tono en un frame.



**Figura 2.17** Datos de tono en escala de grises de un frame.

### Rastreo de rostro

Una vez establecido el tono de piel como característica de seguimiento, se emplea la función *vision.HistogramBasedTracker*, la cual rastrea un objeto utilizando un histograma de valores de píxeles. El algoritmo extrae de la región nasal los píxeles de tono del canal [68]. Cada una de las etapas antes mencionadas se encuentran representadas en la Figura 2.18.



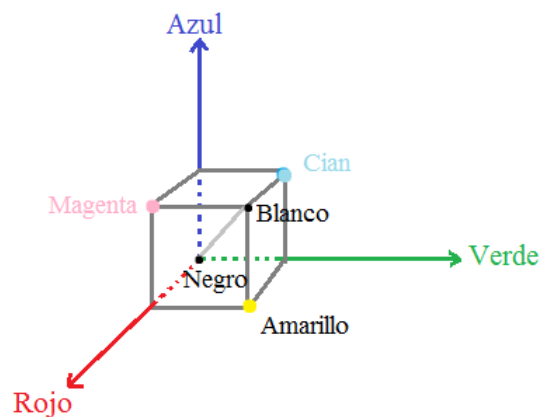
**Figura 2.18** Diagrama de flujo algoritmo CAMshift [65].

### **Obtención de señales RGB**

Con la finalidad de facilitar el tratamiento de las señales originales, estas se establecen en canales RGB que usualmente son utilizados debido a que el ojo humano posee la capacidad de distinguir claramente los colores: rojo, verde y azul; además de la facilidad que estos colores presentan, según sus intensidades de luz relativas, para conseguir distintos colores, incluyendo el color negro y blanco, tal como se indica en la Figura 2.19.



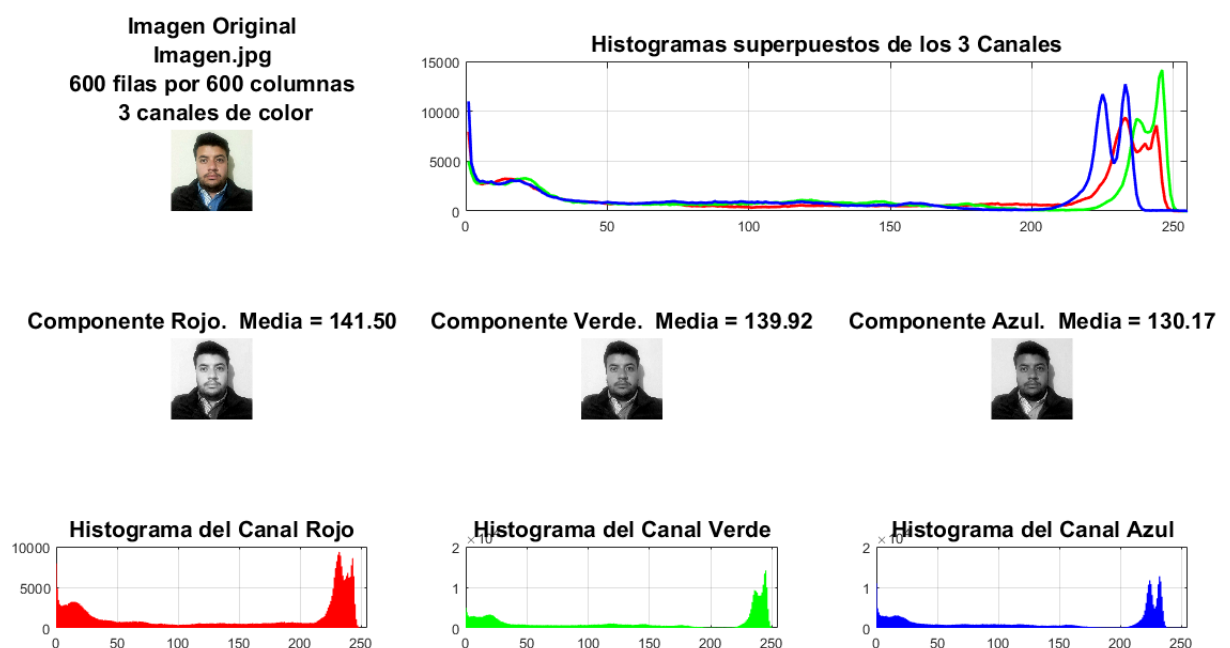
Dentro del procesamiento de imágenes el modelo RGB es útil cuando estos se expresan en los tres planos [69] [70].



**Figura 2.19** Representación del modelo de color RGB [69].

Es necesario establecer un histograma o mapa de colores específico e individual para cada uno de los canales de color, para así evitar que sus ejes varíen entre sí, por su diferencia de intensidades.

Esto es posible realizar en Matlab aplicando la función *colormap*, dentro de un elemento de tipo estructura, esta función establece un triplete RGB, el cual es un vector de tres elementos que proporciona las intensidades de color rojo, verde y azul presentes en una imagen digital [71], como muestra la Figura 2.20.



**Figura 2.20** Señales RGB obtenidas de una imagen digital.

## Filtrado y Normalizado

Previo a la aplicación de algoritmos de análisis, cada una de las señales RGB, obtenidas de los frames analizados en el archivo de video, debe ser filtrada y normalizada para evitar errores en la medición. Se establece el filtro de mediana con el fin de eliminar valores atípicos presentes en las señales tomadas, considerando la desviación estándar entre un intervalo de ajuste con valores mínimos y máximos.

Aplicando la Ecuación 1.13 y la Ecuación 1.14 dentro de cada pixel se puede eliminar en su mayoría el ruido presente en cada una de las imágenes obtenidas del archivo de video.

En la Figura 2.21 se añadió a una imagen ruido con una distribución de Poisson conocido como *salt & pepper* [72] para mostrar el funcionamiento del filtro de mediana en imágenes digitales.



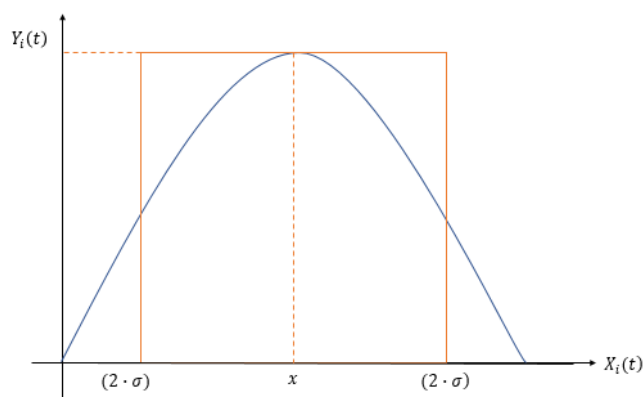
**Figura 2.21** Funcionamiento del filtro de mediana eliminando ruido *salt & pepper*.

La Ecuación 2.2 ofrece información sobre la normalización de las señales, cada señal RGB se somete a dos ajustes, el primero es el filtrado de mediana y el segundo es la desviación estándar la cual establece el grado de variabilidad del conjunto de datos, es decir se emplea este valor con el fin de determinar la distancia en la cual se encuentran los valores tomados, dos veces alejados de la media, esta medida se la aplica en la Ecuación 2.2 para limitar el vector de datos normalizados a la salida.

$$Y_i(t) = \begin{cases} x - (2 \cdot \sigma); & X_i(t) < x - (2 \cdot \sigma) \\ X_i(t); & x - (2 \cdot \sigma) < X_i(t) < x + (2 \cdot \sigma) \\ x + (2 \cdot \sigma); & X_i(t) > x + (2 \cdot \sigma) \end{cases}$$

**Ecuación 2.2** Normalizado de señales RGB.

Donde:  $Y_i(t)$  es el vector de salida con los datos normalizados,  $X_i(t)$  el vector de datos de entrada filtrados y  $\sigma$  representa la desviación estándar calculada en cada uno de los canales RGB, de una forma más gráfica en la Figura 2.22, se muestra la operación de la Ecuación 2.2.



**Figura 2.22** Normalización aplicada a las señales RGB obtenidas.

### **Análisis de Componentes Independientes (JADE)**

Como se mencionó en la sección 0 las señales obtenidas no corresponden únicamente al cambio de coloración temporal de la sección de interés delimitada, dentro de ellas contienen ruido externo que pudo no ser eliminado correctamente en el proceso de filtrado y normalizado, además de contener información de los otros canales de color necesarios para el análisis.

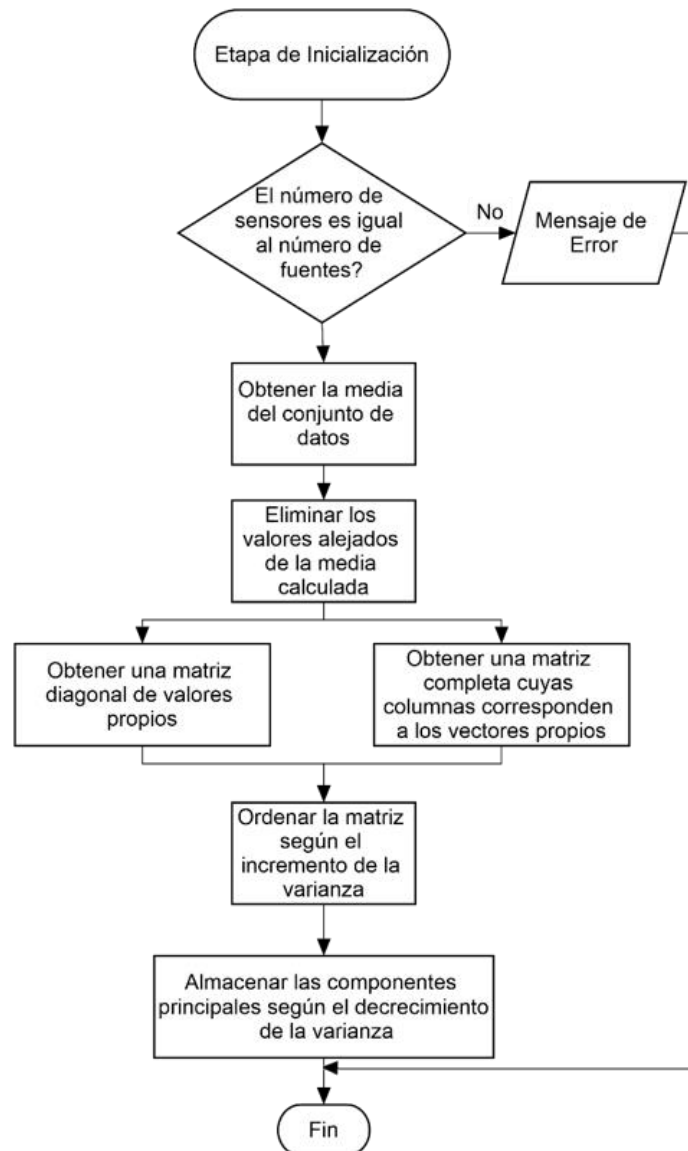
Este efecto perjudicial para el análisis se debe a que en nuestro caso las fuentes o canales de color son obtenidos por un sensor (cámara digital) que transmite la información de dichas fuentes por un único medio (archivo de video) creando una mezcla entre los canales de color que puede ser interpretada como una combinación de ellos.

#### **Etapas de Inicialización**

Dentro de esta etapa en el análisis de componentes independientes, se proceden a realizar cálculos menores necesarios para continuar con la separación de fuentes independientes, como un requerimiento indispensable se necesita tener como mínimo un elemento sensor para cada una de las fuentes medidas, del mismo modo se realiza un nuevo proceso de filtrado descartando valores anómalos que se encuentren alejados del valor medio obtenido del conjunto de datos.

Posterior a esto se realiza un proceso conocido como blanqueamiento de la señal, el cual consiste en obtener una base de valores propios para la matriz de covarianza, que indica el grado de variación conjunta de dos variables con respecto a sus valores medios determinando así la dependencia entre ambas variables.

Finalmente se almacena las componentes principales o más significativas tomando en cuenta el decrecimiento de la varianza, esta etapa se muestra detallada en la Figura 2.23.



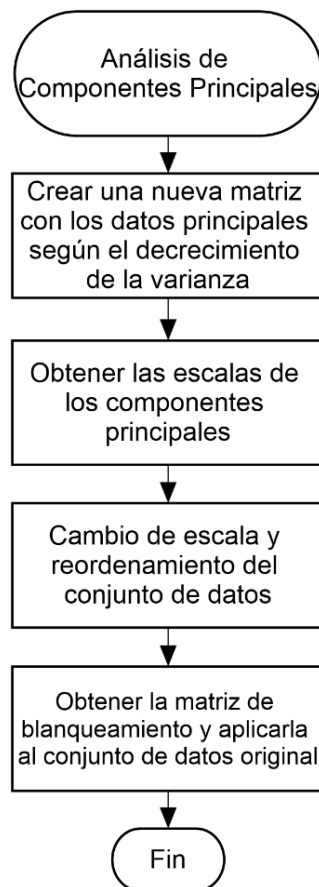
**Figura 2.23** Diagrama de flujo para la inicialización del análisis de componentes independientes.

### **Análisis de Componentes Principales**

Es una técnica utilizada para reducir la dimensionalidad de un conjunto de datos. El análisis de componentes principales (PCA) busca la proyección según la cual los datos puedan ser mejor representados en términos de mínimos cuadrados.

Esta técnica convierte un conjunto de observaciones de variables posiblemente correlacionadas, por ejemplo, el caso de la presión sanguínea a la salida del corazón y a la salida de los pulmones, en un conjunto de valores de variables sin correlación lineal llamadas componentes principales. La técnica PCA es aplicada a los componentes más significativos obtenidos de la etapa anterior para de esta forma reducir el número de variables que serán analizadas.

Es importante también mantener coherencia entre las escalas de medición durante el proceso de análisis por lo que es necesario obtener la nueva escala para cada uno de los canales de color, como se indica en la Figura 2.24, una vez obtenida la matriz con variables reducidas, esta puede ser considerada como la matriz de blanqueamiento que será utilizada sobre la matriz de datos originales eliminando cualquier componente de ruido y simplificando además la carga computacional en el procesamiento de datos.



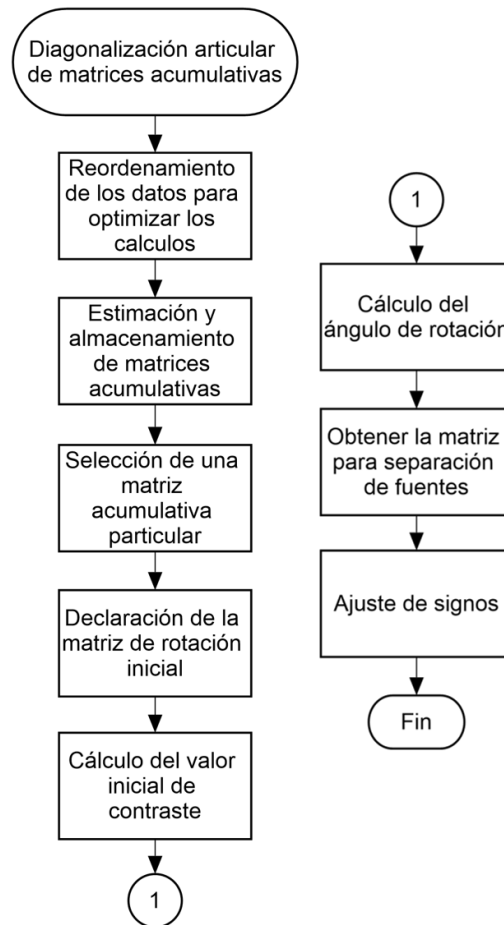
**Figura 2.24** Diagrama de flujo para el análisis de componentes principales.

Cabe recalcar que en esta etapa la matriz con los datos originales tiene ahora varianza unitaria, cualquier cambio adicional en la matriz no afectará la propiedad de ser valores no correlacionados, por lo que ahora es necesario hallar una matriz de rotación, de tal manera que las entradas de la matriz original no solo no estén correlacionadas sino también sean lo más independientes posible.

Esta independencia puede ser cuantificada mediante la diagonalidad de un conjunto de matrices acumulativas, para esto se debe encontrar una matriz que se conoce como la *rotación perdida*, que se define como la matriz que diagonaliza de mejor manera un conjunto particular de matrices acumulativas, es decir matrices que permiten generar los momentos de la distribución de probabilidad del conjunto de datos.

### Diagonalización articular de las matrices acumulativas

Para encontrar la matriz que diagonaliza de una mejor forma las matrices acumulativas de forma unitaria se emplea el algoritmo recursivo de Jacobi, que define una transformada ortonormal a través de rotaciones planas (ortonormales). Este proceso también se conoce como optimización del contraste, declarando en primer instancia umbrales estadísticamente pequeños para el escalado del ángulo de rotación y posteriormente iniciar la ejecución del algoritmo recursivo, como se detalla en la Figura 2.25.



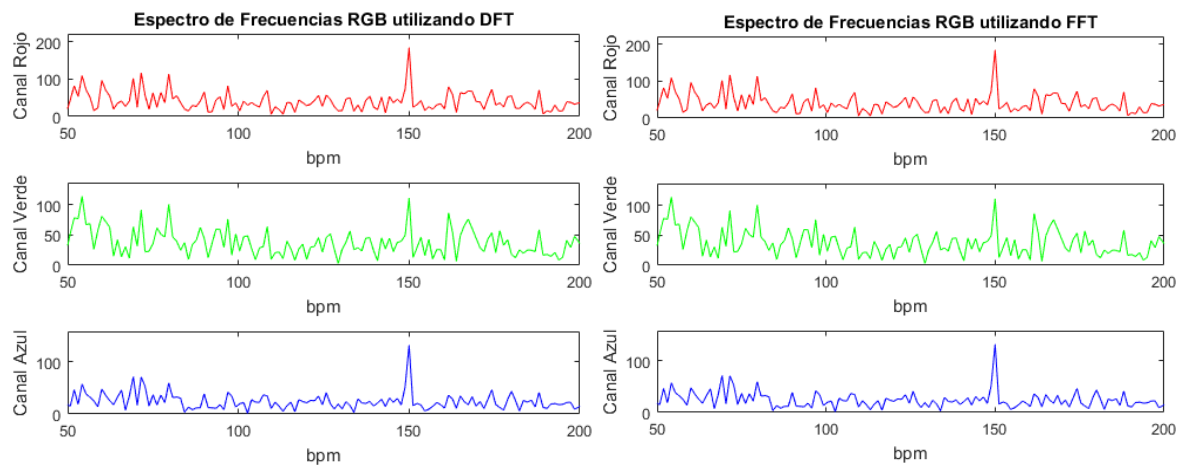
**Figura 2.25** Diagrama de flujo para la diagonalización articular de matrices acumulativas en el análisis de componentes independientes.

Esta etapa de procesamiento proporciona una matriz de separación de fuentes para así obtener los componentes más significativos o si se los puede llamar más energéticos dentro de las señales analizadas, las señales al igual que en las etapas anteriores son normalizadas con varianza unitaria, por lo que la matriz con los datos de las fuentes independientes se ordenan de acuerdo a la norma de la pseudoinversa de la matriz obtenida en la etapa diagonalización articular de las matrices acumulativas; como precaución para la etapa siguiente el proceso finaliza con un ajuste de signos dentro de la

matriz resultante, eliminando posibles valores negativos que provocarían errores en la estimación de la frecuencia cardíaca.

### Transformada de Fourier

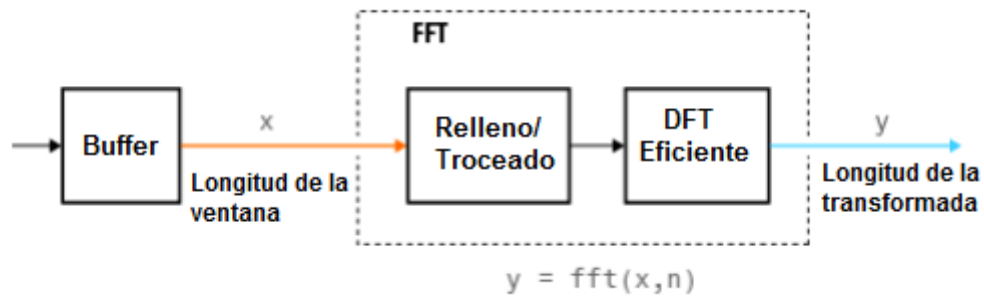
Las señales resultantes de JADE se encuentran en el dominio del tiempo por lo que es necesario establecerlas en el dominio frecuencial, esto facilitará el análisis computacional y su interpretación para lograr un estimado de la frecuencia cardíaca. Esta transformación, como se mencionó en secciones anteriores, es posible realizarla con la DFT y la FFT, la Figura 2.26 muestra el resultado de aplicar estos dos métodos en un archivo de video de un minuto de duración, donde se obtuvo 1302 datos en cada uno de los canales RGB.



**Figura 2.26** Resultados obtenidos al emplear la DFT y la FFT en una distribución de 1302 datos en tres canales.

El espectro de potencias en cada uno de los métodos muestra resultados similares, como se evidencia en la Figura 2.26. La aplicación de la DFT requiere la inclusión de un algoritmo propio que desarrolle la Ecuación 1.26 que actúe en cada uno de los canales RGB individualmente, mientras que utilizando la función  $fft(X, n, dim)$  de Matlab es posible obtener la transformada de Fourier aplicando el algoritmo de la transformada rápida directamente en la matriz de datos RGB obtenidos, estableciendo la longitud del vector de entrada  $X$ , la extensión de la ventana  $n$  y la dimensión  $dim$  en la que se encuentra el vector [73].

Para aplicar la función  $fft()$  es necesario distinguir entre la longitud de la ventana y la longitud de la transformada. La longitud de la transformada comprende el vector de datos de entrada, el cual es determinado por el tamaño del buffer, mientras que la longitud de la transformada comprende la extensión de la salida de la DFT calculada. La FFT realiza un relleno o un troceado de los datos de entrada con el fin de alcanzar la longitud de la transformada, esto se lo puede apreciar en la Figura 2.27.



**Figura 2.27** Representación de la longitud de la ventana y de la transformada [73].

El tiempo que tarda en ejecutarse el algoritmo de FFT depende de la longitud de la transformada, por ello este es más rápido cuando la longitud de la transformada es una potencia de dos o posee factores primos pequeños, en cambio tiende a ser más lenta para longitudes de la transformada con factores primos grandes.

Por otra parte, el tiempo computacional tanto de la FFT como de la DFT se encuentran detallados en la Tabla 2.3, donde se aprecia una variación significativa entre cada uno de los métodos aplicados, esto se debe a la cantidad de operaciones necesarias para su cálculo.

Como se muestra en la Ecuación 1.29, son necesarias en el caso de la DFT un total de  $2 \cdot N^2 - N$  operaciones complejas, mientras que en la FFT al aplicar las propiedades descritas en la Ecuación 1.30 y la Ecuación 1.31, además de considerar descomponer la DFT en varias DFT de menor longitud, se reduce el número de operaciones complejas a un total de  $N \cdot \log_2(N)$ , teniendo en cuenta estas consideraciones, se establece emplear la FFT para optimizar el tiempo de procesamiento.

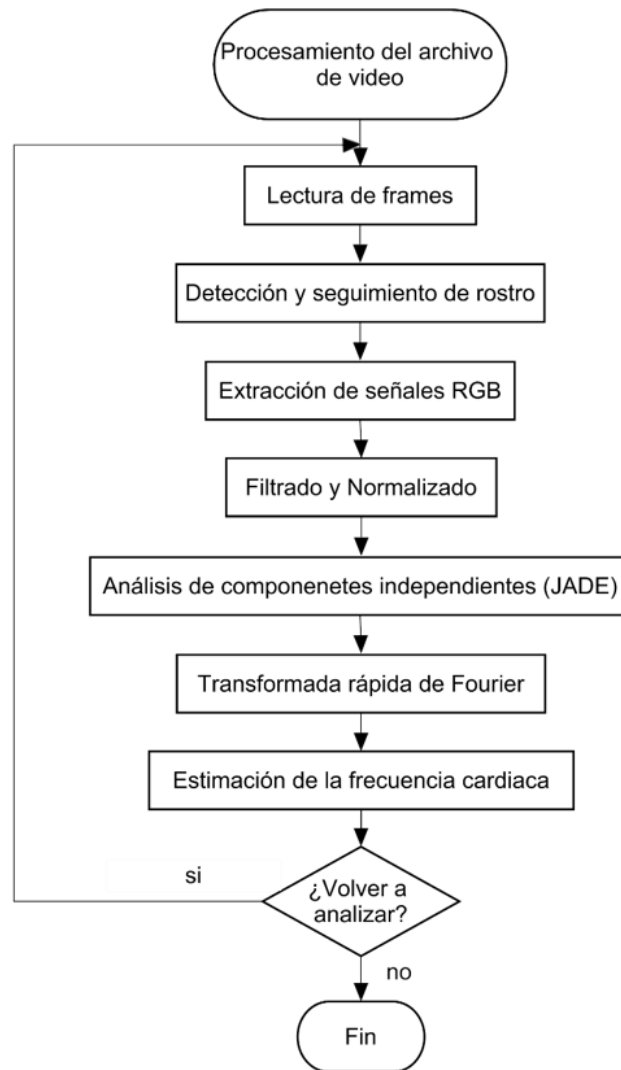
**Tabla 2.3** Comparación entre los tiempos de procesamiento de la DFT y la FFT en una distribución de 1302 datos en tres canales.

Método Aplicado	Número de Datos = 3906	
	Tiempo (segundos)	Número de operaciones complejas
DFT	3.88	30'509.766
FFT	0.0007	46.604

### Algoritmo para el procesamiento del archivo de video

Utilizando los métodos descritos en los apartados anteriores el procesamiento del archivo de video se realiza en el computador central, utilizando como lenguaje de programación Matlab en su versión R2016a.





**Figura 2.28** Diagrama de flujo para el procesamiento y obtención de la frecuencia cardiaca.

## 2.5. Visualización

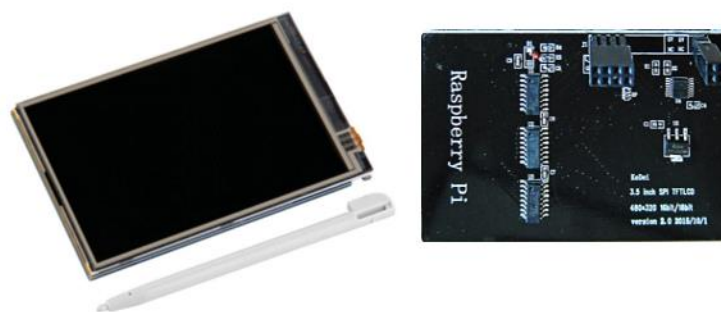
El sistema para el monitoreo de la frecuencia cardiaca consta de dos interfaces gráficas, una presente en el sistema de adquisición de datos que permite activar la cámara para obtener el archivo de video; dicha interfaz se encuentra desarrollada mediante software no propietario con un diseño sencillo para el usuario, utilizando además periféricos de bajo costo.

La segunda interfaz consta con un sistema de visualización en el computador central, el cual permite el ingreso de los datos del paciente y muestra el valor de la frecuencia cardiaca con sus respectivos espectros de frecuencias de cada uno de los canales RGB. Este sistema almacena las mediciones realizadas en el paciente, ofreciendo al médico un historial cronológico de cada medición establecida.

Las interfaces implementadas además de ser amigables con el usuario presentan mensajes error si alguno de los campos de texto se ha omitido y mensajes de pregunta entre cada pantalla, permitiendo corroborar las acciones del usuario.

### **Interfaz para la adquisición de datos**

El sistema de adquisición de datos utiliza como unidad central de procesamiento a la RPI, como se menciona en la Tabla 2.1 no posee un método de salida de imagen propio por lo que es necesario utilizar un periférico adicional. Manteniendo el concepto de un equipo portátil y de bajo costo se emplea una pantalla LCD TFT táctil de 3.5 pulgadas como se muestra en la Figura 2.29.



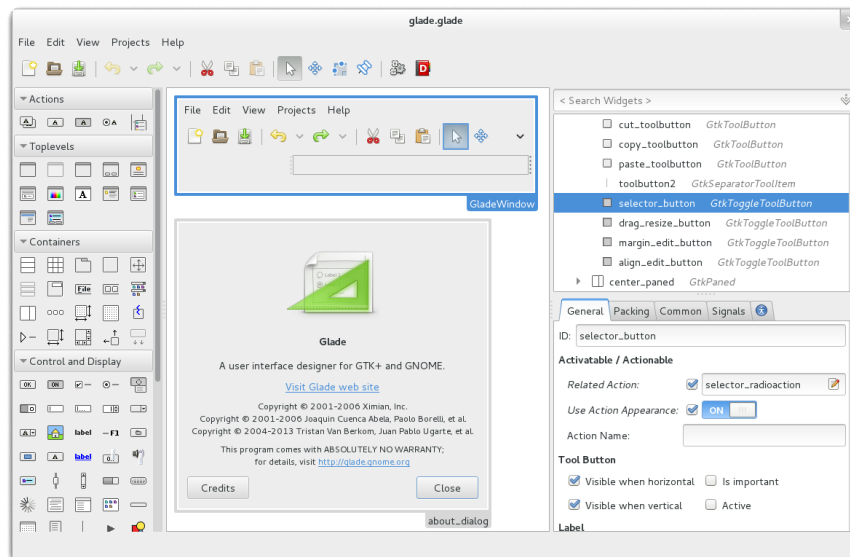
**Figura 2.29** Pantalla TFT/LCD.

Entre sus principales características se pueden mencionar su resolución máxima de 480x320 píxeles a 16 o 18 bits y su comunicación con la RPI mediante un bus de interfaz de periféricos serie, conocido como protocolo de comunicación SPI. Este tipo de pantallas poseen librerías incorporadas de acceso público, para garantizar su correcto funcionamiento eliminando procesos adicionales para su configuración.

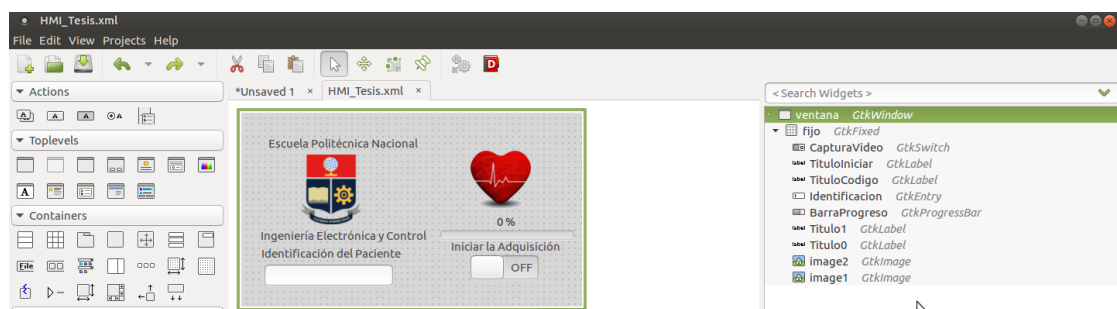
Glade es un lenguaje de programación no propietario que permite desarrollar interfaces gráficas para aplicaciones basadas en Python, de forma sencilla proporcionando resultados amigables para el usuario final, la misma que en su versión 3.18.3 presenta diversas características en su interfaz de desarrollo, la misma que incorpora opciones para el ingreso de datos booleanos como botones o interruptores, además de campos de texto editables, entre otros [74], como se observa en la Figura 2.30.

Para empezar con el desarrollo de la interfaz es necesario ubicar una ventana principal junto con una malla fija para poder colocar posteriormente textos estáticos, botones o interruptores. Cada uno de los elementos que se coloque en la interfaz será dependiente de la ventana principal colocada, para el caso de la interfaz de usuario son necesarios elementos de tipo: interruptor, texto estático, entrada de texto editable, barra de progreso

e imágenes específicas, que se ubicaran en una distribución de tipo árbol dependiente, como muestra la Figura 2.31.



**Figura 2.30** Pantalla principal de Glade.



**Figura 2.31** Desarrollo de la interfaz.

Otra de las ventajas que presenta Glade es la capacidad de integrar documentos externos que contengan estilos propios de fuentes, colores personalizados o formatos de botones, que pueden ser parte del árbol de elementos creados proporcionando una interfaz más amigable para el usuario, como se indica en la Figura 2.32.



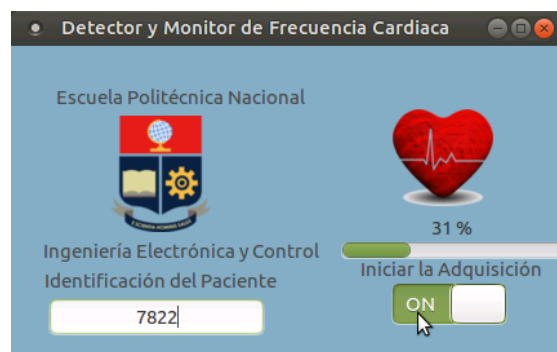
**Figura 2.32** Interfaz para la adquisición de datos.

Para vincular cada uno de los campos con los que el usuario puede interactuar como el interruptor o el campo editable de texto, así como la barra de progreso que necesita una animación independiente, es importante identificar estos elementos con una etiqueta dentro de Glade. Utilizando las librerías Gtk en su versión 3.0 en Python, es posible vincular cada uno de estos elementos a una acción dentro del algoritmo principal, de esta manera el interruptor iniciará la adquisición activando la cámara de video, esta acción se realizará únicamente al verificar el código de cuatro dígitos ingresado en el campo de texto editable, caso contrario se presentará un mensaje de error notificando la ausencia del código, como muestra la Figura 2.33.

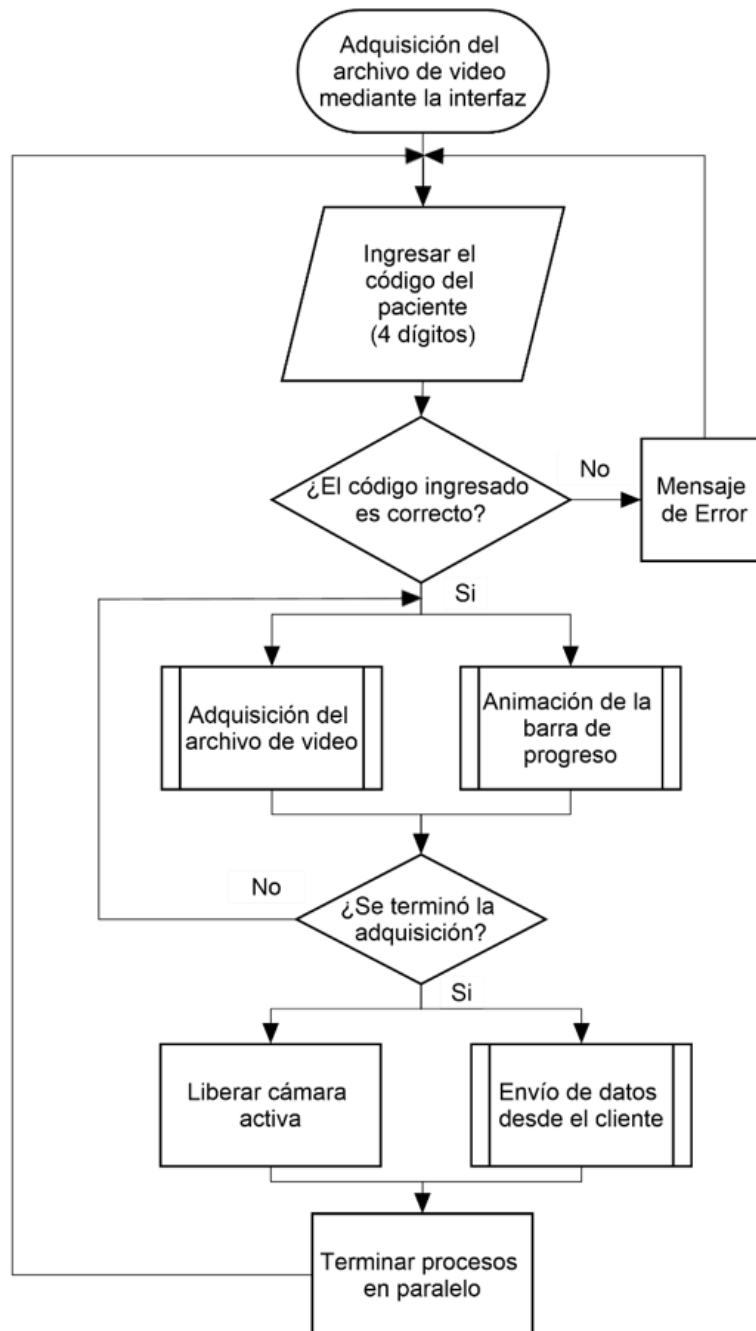


**Figura 2.33** Mensaje de error dentro de la interfaz.

Al iniciar la adquisición es necesario notificar al usuario el porcentaje de avance en la adquisición por lo que la barra de progreso presentará este valor, al cuantificar el progreso del algoritmo es necesario realizar un multiprocesamiento para ejecutar estos dos procesos en paralelo. Como se indica en la Figura 2.34, por lo que se utilizan hilos o *threads* para realizar procesos paralelos dentro de un mismo algoritmo, tanto la adquisición, envío del archivo de video y visualización de la barra de progreso se ejecutan mediante hilos para agilizar el tiempo de procesamiento, es importante que este tipo de procesamiento sea desactivado después de su ejecución para evitar el consumo de recursos en la RPI, el algoritmo que se ejecuta mediante la interfaz se detalla en la Figura 2.35.



**Figura 2.34** Adquisición del archivo de video mediante la interfaz.



**Figura 2.35** Diagrama de flujo para la interfaz de adquisición de datos.

### **Interfaz para el monitor de frecuencia cardiaca**

La Figura 2.36 presenta la pantalla inicial de la interfaz para el monitoreo de la frecuencia cardiaca, desarrollada utilizando la herramienta de interfaz gráfica de usuario (GUI) de Matlab, la misma que consta de tres botones: Nuevo Usuario, Iniciar Medición e Historial de Medidas, los cuales direccionan al usuario a una nueva pantalla dentro de la interfaz del sistema de monitoreo.



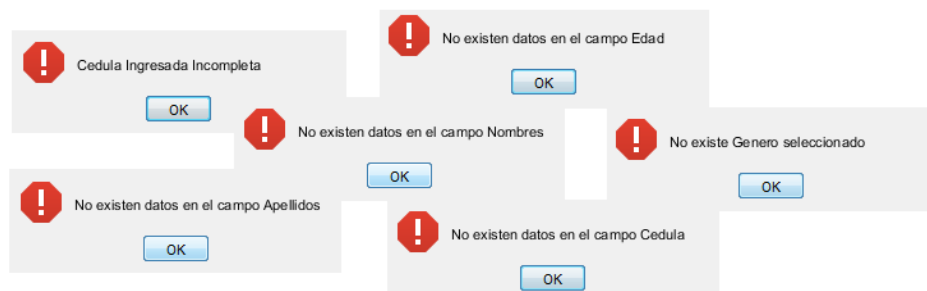
**Figura 2.36** Pantalla principal interfaz para monitoreo de la frecuencia cardiaca..

### **Pantalla para el ingreso de datos del paciente**

Al accionar el botón Nuevo Usuario de la pantalla principal, se despliega una nueva pantalla que contiene secciones específicas para el ingreso de los datos de cada uno de los usuarios, la información requerida es la siguiente: nombres, apellidos, cédula, edad y género, como se aprecia en la Figura 2.37.

**Figura 2.37** Pantalla para ingreso de los datos del usuario.

Si los campos anteriormente mencionados son completados de forma incorrecta, por ejemplo, ingresando caracteres que no sean numéricos en el campo cédula, o estén vacíos, es decir, no existe ningún carácter ingresado, se mostrarán mensajes de error tal como se muestra la en la Figura 2.38.



**Figura 2.38** Mensajes de error en la pantalla de ingreso de datos.

El ingreso de datos de un mismo paciente dos veces genera un mensaje de error, tal como se muestra en la Figura 2.39, esto debido a que las mediciones realizadas son actualizadas dentro de la información de cada usuario, es decir si un paciente desea tener más de una medición de su frecuencia cardiaca no es necesario volver a ingresar sus datos personales.



**Figura 2.39** Mensaje de error si se identifica un registro previo del usuario.

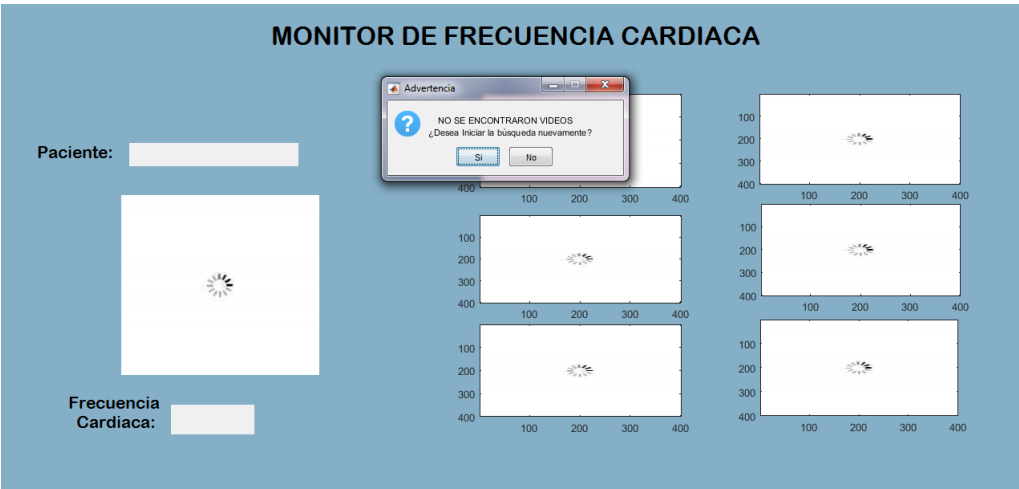
Una vez ingresada esta información correctamente, se creará y almacenará un archivo de Excel el cual tendrá por nombre los cuatro últimos dígitos de la cédula de la persona. La información almacenada en el archivo de Excel se puede observar en la Tabla 2.4.

**Tabla 2.4** Tabla que contiene la información registrada en el archivo de Excel del usuario.

<b>Nombres</b>	Javier Iván
<b>Apellidos</b>	Aguas
<b>Cédula</b>	1701127802
<b>Edad</b>	23
<b>Género</b>	Masculino
<b>Mediciones</b>	7

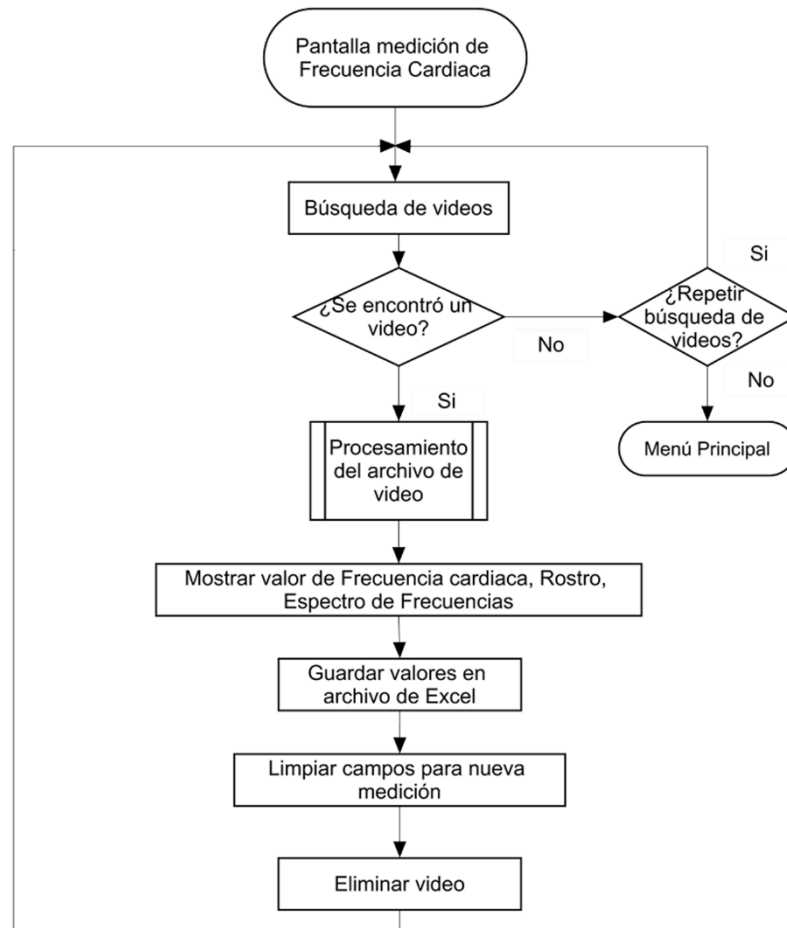
### Pantalla obtención de frecuencia cardiaca

Una vez ingresada la información personal del paciente es posible ejecutar la pantalla de inicio de mediciones, el sistema identifica si existe un video correspondiente a la persona en la cual se realizó la medición, esta acción es automática, es decir siempre se mantienen buscando videos, al no encontrarse archivos de video se muestra un mensaje para continuar la búsqueda, tal como se muestra en la Figura 2.40.



**Figura 2.40** Pantalla de procesamiento del archivo de video junto con el mensaje para reiniciar la búsqueda.

Posteriormente se analizan las imágenes y se establece el valor de la frecuencia cardiaca, el proceso en detalle se puede visualizar en la Figura 2.41. La información resultante del análisis se almacena en un archivo de Excel, especificando la hora y la fecha cuando se realizó cada una de las mediciones.



**Figura 2.41** Diagrama de flujo para la pantalla de mediciones.

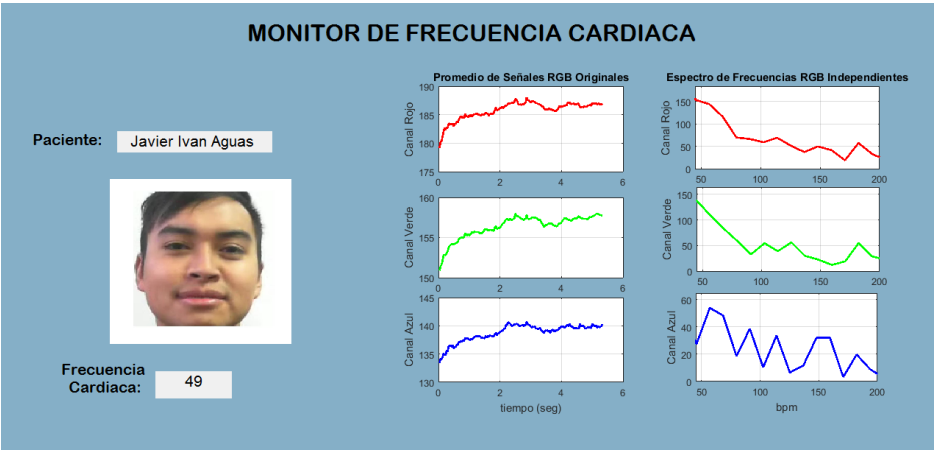
Al ejecutarse la pantalla de mediciones se despliegan barras de progreso, como se muestran en la Figura 2.42, las cuales brindan información sobre la ejecución de la sección actual, es decir, la ubicación en la que se encuentra el programa global, como se explicó anteriormente el procesamiento del archivo de video consta de varias fases las cuales al momento de su ejecución son difíciles de identificar.



**Figura 2.42** Barras de progreso dentro de la pantalla de mediciones.



El resultado final del procesamiento del archivo de video se presenta en la Figura 2.43, la cual muestra el nombre del usuario, su fotografía, el valor de la frecuencia cardiaca y los espectros de frecuencias de cada uno de los canales RGB.

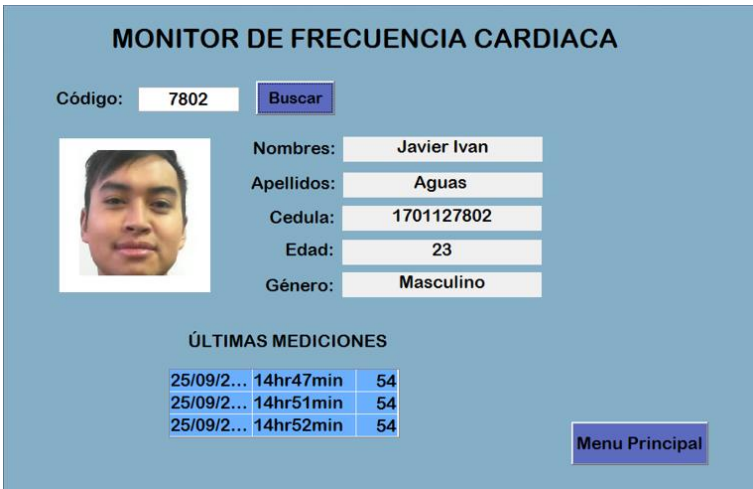


**Figura 2.43** Resultados obtenidos en la pantalla de medición de frecuencia cardiaca.

Esta pantalla muestra sus resultados obtenidos al analizar el archivo de video encontrado en la computadora central durante cinco segundos, transcurrido este periodo la pantalla limpia sus campos para una nueva medición, este proceso permite que el sistema analice la mayor cantidad de archivos de video mientras se encuentre desplegada esta pantalla.

### Pantalla historial de mediciones

La interfaz además presenta una pantalla que muestra el historial de mediciones realizadas en el paciente, ver Figura 2.44, aquí se debe ingresar el código del usuario para obtener su información personal, fotografía y un listado de las últimas mediciones realizadas, las cuales se encuentran almacenadas en un archivo de Excel, esto se evidencia en la Tabla 2.5.

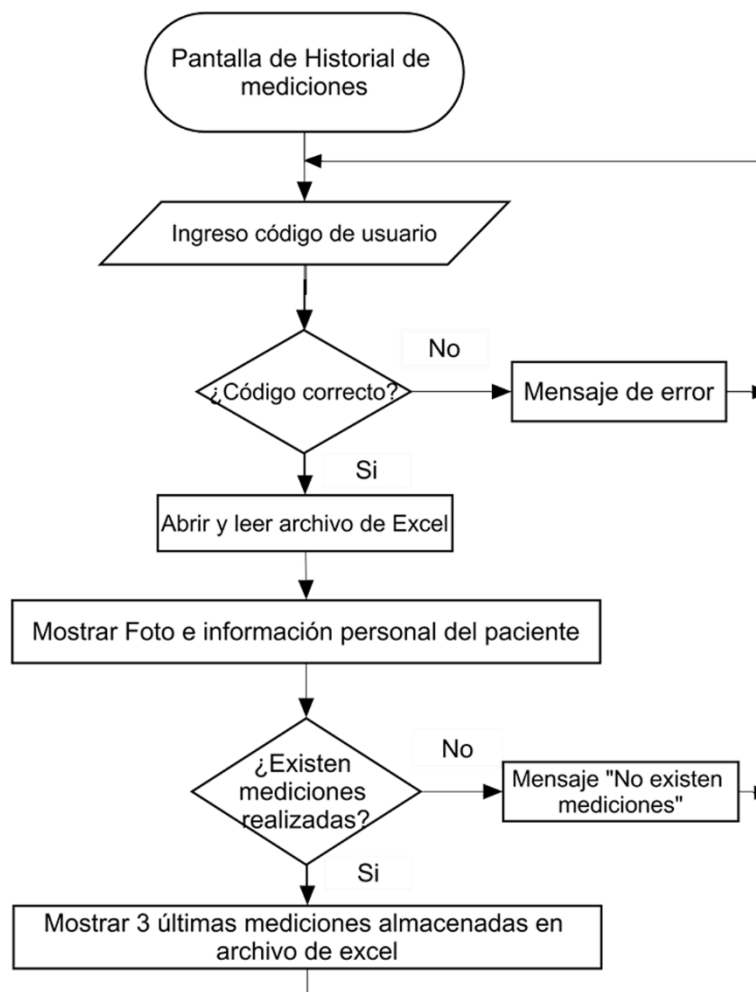


**Figura 2.44** Pantalla de historial de mediciones.

**Tabla 2.5** Tabla que contiene la información del historial de mediciones del usuario registradas en el archivo de Excel.

Fecha	Hora	Frecuencia
08/08/2017	15hr43min	61
28/08/2017	7hr47min	61
01/09/2017	18hr28min	67
04/09/2017	11hr59min	54
25/09/2017	14hr47min	54
25/09/2017	14hr51min	54
25/09/2017	14hr52min	54

Dentro de cualquier pantalla en la que el usuario se encuentre, puede regresar a la pantalla principal al pulsar el botón de *Menú Principal*, el cual se encuentra situado en la parte inferior de cada una de las pantallas. Como medida de precaución para evitar un cierre repentino de la aplicación, siempre que se desee salir de una pantalla o de la interfaz se desplegarán mensajes de pregunta para confirmar su decisión, el proceso para establecer el historial de mediciones se muestra detallado en la Figura 2.45.



**Figura 2.45** Diagrama de flujo de la pantalla historial de mediciones.

### 3. RESULTADOS Y DISCUSIÓN

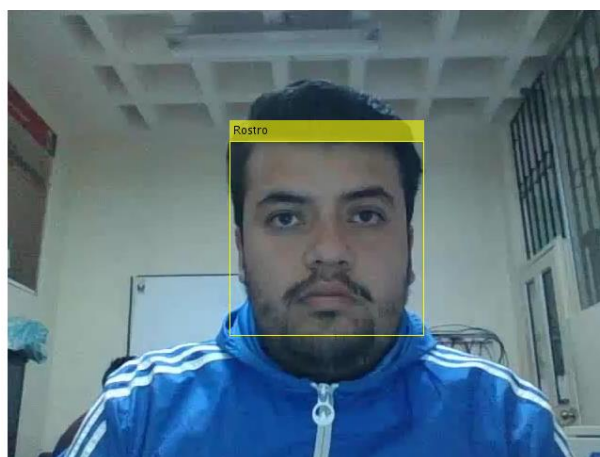
En la presente sección se muestran las mediciones obtenidas en el monitoreo de la frecuencia cardiaca por medio del sistema implementado. Inicialmente se presentan los resultados generados en el seguimiento de rostro tanto por el método de KLT, como por el método de CAMShift, se expone el análisis de cada una de las técnicas empleadas y se establece una comparación con el objetivo de determinar el método más eficiente para las secciones posteriores que conformarán el monitor de frecuencia cardiaca.

Una vez implementado el monitor de frecuencia cardiaca no invasivo en su totalidad, se estableció una guía de estimación de errores previa, la cual brinda una visión general del correcto funcionamiento del sistema.

Finalmente, este apartado ofrece la validación de los resultados obtenidos, considerando dos de los equipos comerciales que actualmente son los más utilizados al momento de realizar el monitoreo inicial de este signo vital.

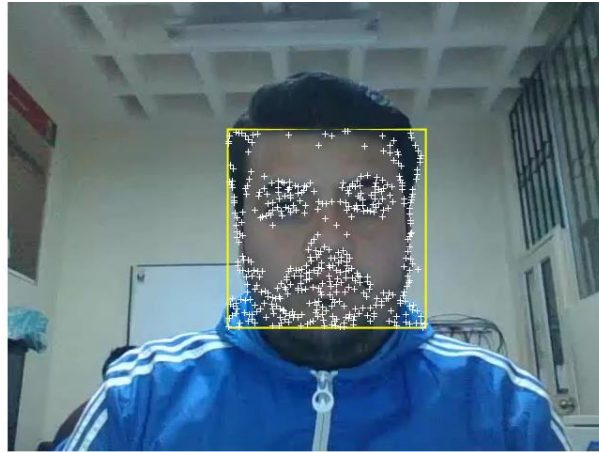
#### 3.1. Resultados seguimiento de rostro aplicando el algoritmo KLT

Aplicando el algoritmo de Kanade-Lucas-Tomasi (KLT) detallado en la sección 0, se observan los siguientes resultados. Inicialmente se aplica el principio de Viola-Jones detectar el rostro dentro de una imagen y obtener su ubicación, como se muestra en la Figura 3.1.

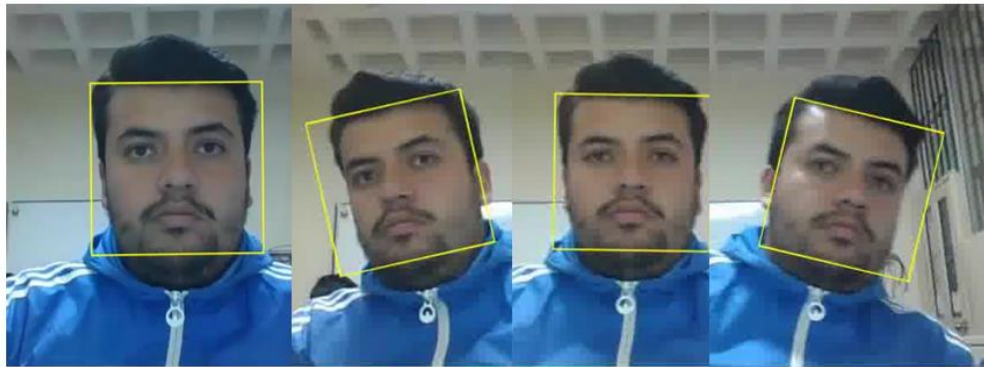


**Figura 3.1** Detección de rostro aplicando Viola-Jones en el algoritmo KLT.

En la Figura 3.2 se observa la identificación de características faciales antropométricas detectadas dentro de la región de interés previamente establecida. Posteriormente, como indica la Figura 3.3, se procedió a realizar el algoritmo de seguimiento facial dentro del archivo de video, en base al diagrama indicado en la Figura 2.14.



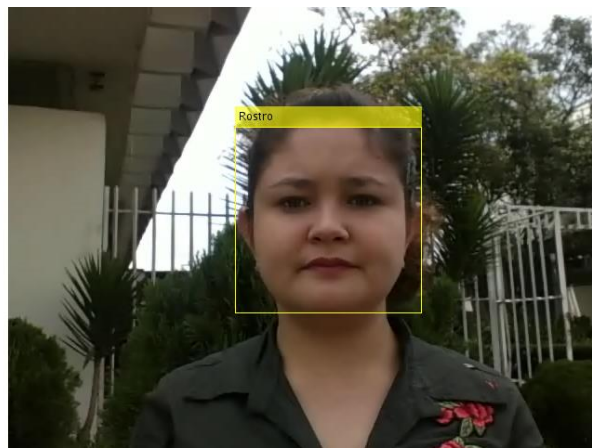
**Figura 3.2** Identificación de características faciales.



**Figura 3.3** Seguimiento de rostro utilizando el algoritmo KLT.

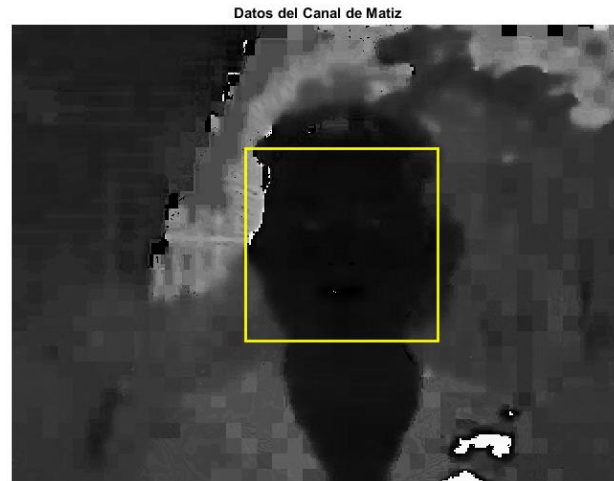
### **3.2. Resultados seguimiento de rostro aplicando el algoritmo CAMShift**

Para la detección del rostro dentro de una imagen se emplea el principio de Viola-Jones aplicado anteriormente, su resultado se muestra en la Figura 3.4



**Figura 3.4** Detección de rostro aplicando Viola-Jones en el algoritmo CAMShift.

La información del tono de piel obtenida dentro de la región de interés se evidencia en la Figura 3.5. Finalmente, como indica la Figura 3.6, es posible realizar el seguimiento facial, considerando el diagrama presentado en la Figura 2.18.



**Figura 3.5** Extracción de la tonalidad de la piel.



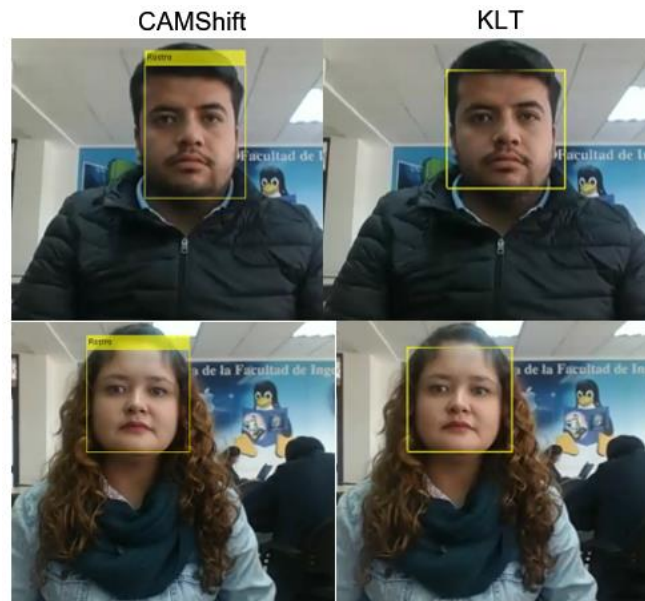
**Figura 3.6** Seguimiento de rostro utilizando el algoritmo CAMShift.

### **3.3. Comparación entre los algoritmos KLT y CAMShift**

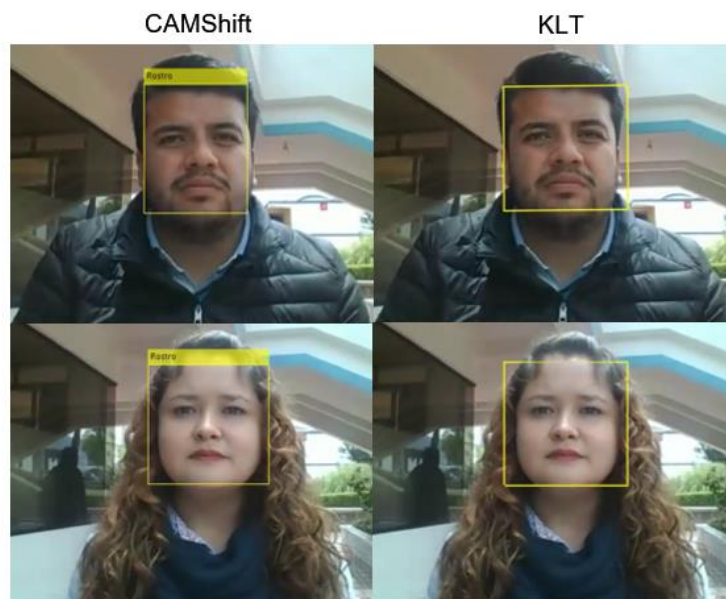
Una vez aplicados los métodos de detección y seguimiento de rostro propuestos, es posible identificar ciertas características que revelan la eficiencia de cada uno. Los dos algoritmos poseen tiempos de procesamiento similares, alrededor de 16 segundos, considerando que la duración de cada uno de los videos analizados es de 10 segundos con una resolución de 480p. Los métodos propuestos se sometieron a pruebas de video realizadas tanto a hombres como mujeres, en ambientes externos e internos.

Existen ocasiones en las cuales los dos métodos presentan un correcto seguimiento del rostro tal como se muestran en las Figura 3.7 y Figura 3.8.





**Figura 3.7** Resultados de seguimiento de rostro en un ambiente interno.



**Figura 3.8** Resultados de seguimiento de rostro en un ambiente externo.

Sin embargo, al incrementar considerablemente el número de videos analizados, el algoritmo CAMShift presenta algunos defectos en el seguimiento de rostro.

Como se indica en la Figura 3.9, en ambientes donde no se presenta influencias externas, tal como la presencia de dos individuos o la similitud de tonalidades entre la piel de la persona y el fondo del lugar donde se realizó el video, el algoritmo KLT delimita correctamente la región en la cual se encuentra el rostro de la persona, contrario a los resultados obtenidos con el algoritmo CAMShift que en ciertos casos omite regiones del

rostro o añade regiones adyacentes. Este efecto se presenta de la misma manera al realizar giros e inclinaciones de la cabeza, como se evidencia en la Figura 3.10.

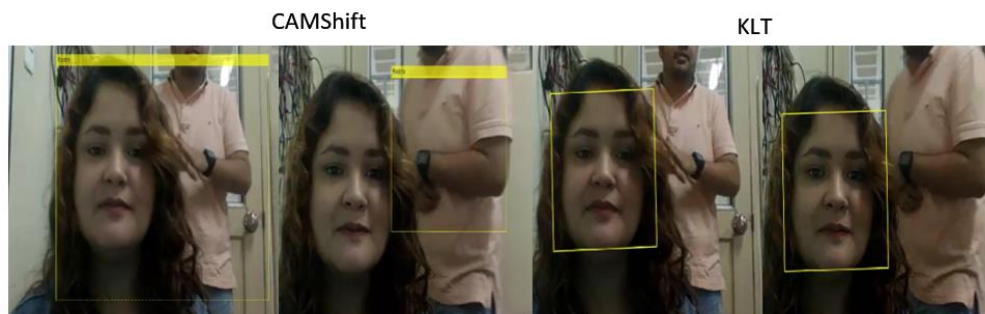


**Figura 3.9** Diferencias en la delimitación de la región de interes omitiendo factores externos.

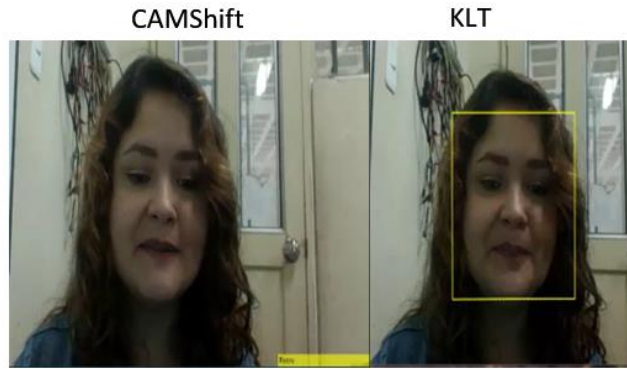


**Figura 3.10** Diferencia en la delimitación de la región interes al realizar giros en la cabeza.

Otra deficiencia encontrada en el algoritmo CAMShift se evidencia en la Figura 3.11, la cual ofrece una errónea delimitación en la región de interés, añadiendo una región que no forma parte del rostro debido a la presencia de otra persona en el video. Adicionalmente esto puede causar la pérdida de identificación de la región de interés incluso si la persona adicional se ausenta del video como se muestra en la Figura 3.12. Estos inconvenientes no se presentan al aplicar el algoritmo KLT.

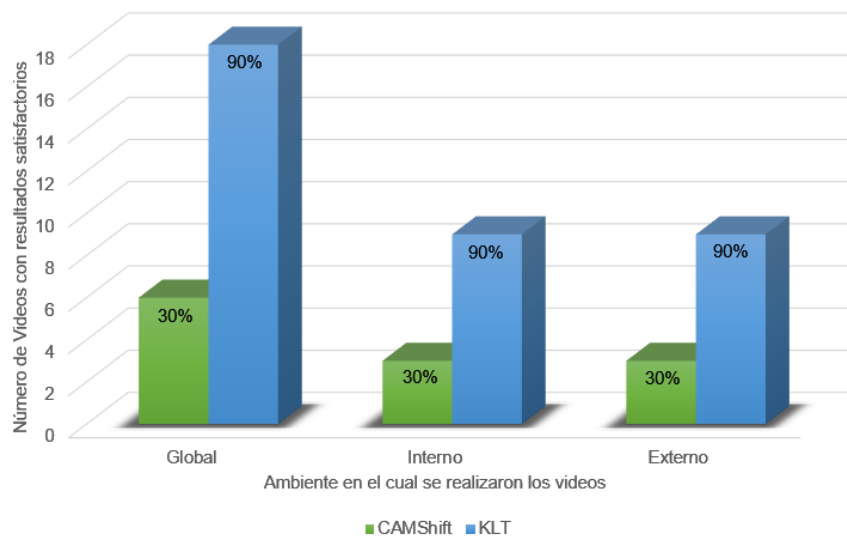


**Figura 3.11** Diferencias en la delimitación de la región de interes con la presencia de dos individuos.



**Figura 3.12** Diferencia en la delimitación de la región interes al eliminar la presencia de dos individuos.

Se realizó el análisis de 20 videos capturados en diferentes ambientes, 18 de ellos mediante el método KLT y 6 aplicando el método de CAMShift, presentaron un correcto seguimiento de la sección de interés, es decir de todas las pruebas realizadas, el 90% de ellas obtuvieron resultados positivos aplicando KLT, mientras que con CAMShift solo se obtuvo el 30%, estos resultados se los puede apreciar en la Figura 3.13.



**Figura 3.13** Efectividad de los métodos CAMShift y KLT aplicados a videos obtenidos en ambientes diferentes.

El ambiente en donde se desarrolla el video es un factor determinante para el buen o mal funcionamiento del algoritmo, considerando como mal funcionamiento el no seguimiento de la región de interés, de los 20 videos obtenidos, la mitad de ellos fueron en un ambiente exterior y la otra mitad en el interior. En el método de CAMShift, 3 videos con buen funcionamiento fueron tomados en el exterior y 3 en el interior, mientras que en el método de KLT, 9 de ellos se tomaron en el exterior y 9 en el interior, esta información se muestra en la Tabla 3.1.

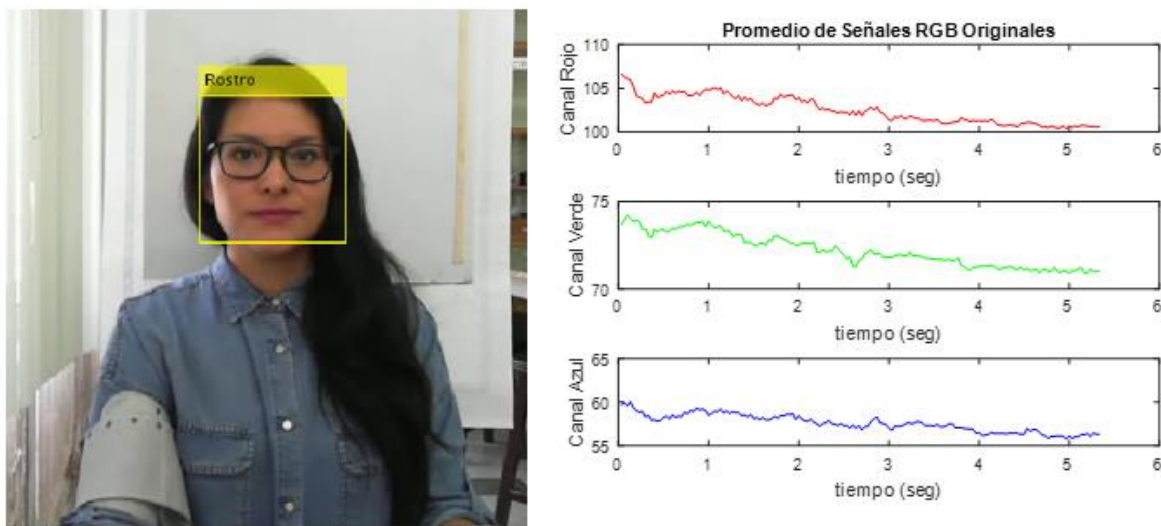


**Tabla 3.1** Resultados obtenidos aplicando los métodos CAMShift y KLT.

	Video																			
	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14	15	16	17	18	19	20
Tipo de ambiente																				
Interno	✓	✓	✓	✓	✓				✓	✓	✓								✓	✓
Externo						✓	✓	✓				✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓		
Método con resultados satisfactorios																				
KLT	✓	✓	✓	✓		✓		✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓
CAMShift					✓					✓		✓			✓		✓			✓

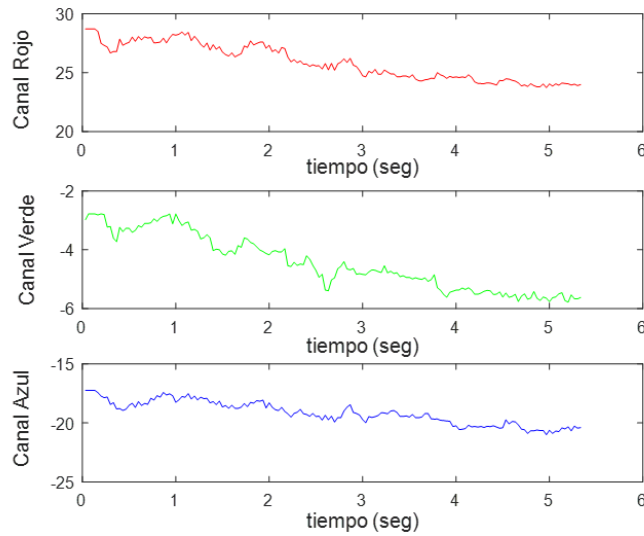
### 3.4. Resultados obtención de la frecuencia cardiaca

Como se mencionó en la sección 2.4, se procede a obtener las señales RGB de cada uno de los frames del video, que recibió el dispositivo local desde el dispositivo remoto, es decir se extraerán estas señales de aproximadamente 160 frames. Cada imagen es analizada, obteniendo su histograma de color como indica la Figura 2.20, para posteriormente establecer un vector general que contenga todas las señales RGB anteriormente extraídas de forma independiente, la Figura 3.14 representa las señales RGB originales tomadas de la región de interés detectada dentro de cada uno de los frames analizados.



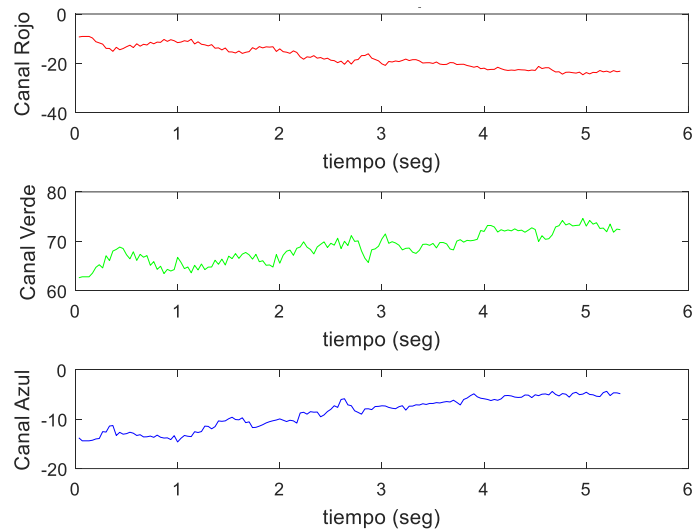
**Figura 3.14** Señales RGB originales tomadas de la región de interés detectada.

Una vez obtenido el vector de señales RGB original, se realiza el proceso de filtrado, tal como se aprecia en la Figura 3.15. Como anteriormente se mencionó, el filtro de media y mediana nos facilitan la eliminación del ruido, siendo este último el aplicado junto con un proceso de normalización los que permiten el correcto análisis de cada señal descartando valores atípicos que se podrían presentar.



**Figura 3.15** Señales RGB filtradas.

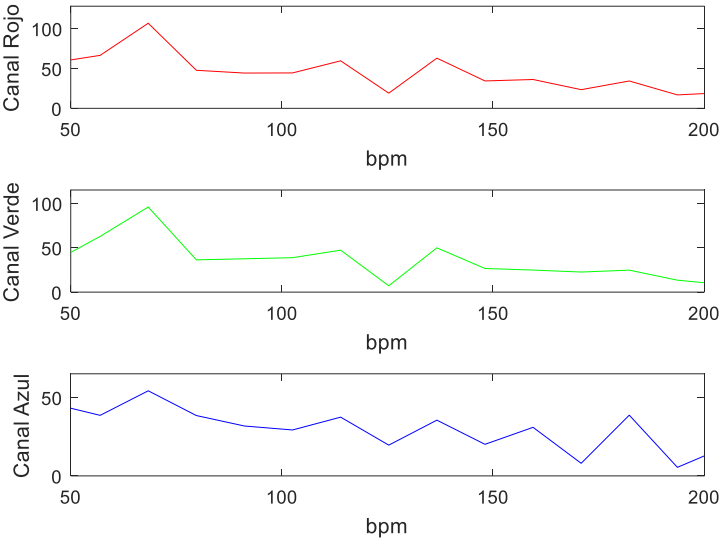
Se debe considerar que las señales RGB filtradas aún contienen componentes de otros canales de color, es decir el canal rojo presenta componentes de color azul y verde, de igual forma sucede para los canales verde y azul, debido a que las tres señales fueron transmitidas por el mismo medio (archivo de video), por esta razón se da la necesidad de discriminar completamente cada una de estas señales, para lo cual se aplica el proceso de análisis de componentes independientes, la Figura 3.16 muestra las señales RGB aisladas de los canales de color antes mencionados.



**Figura 3.16** Señales RGB independientes.

Finalmente, con el objetivo de comprender de mejor forma el comportamiento de cada señal, el vector resultante de las señales RGB independientes que se encuentra en el dominio del tiempo, se traslada al dominio de la frecuencia, tal como se muestra en la Figura 3.17, de esta manera se identifica el pico más alto del espectro de frecuencia en

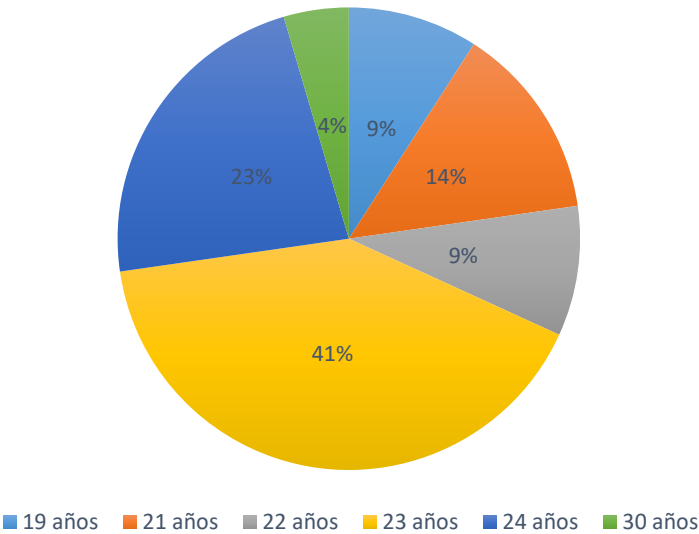
cada canal de color, para posteriormente establecer su promedio, permitiendo una estimación del valor de la frecuencia cardiaca.



**Figura 3.17** Espectro de frecuencias RGB independientes.

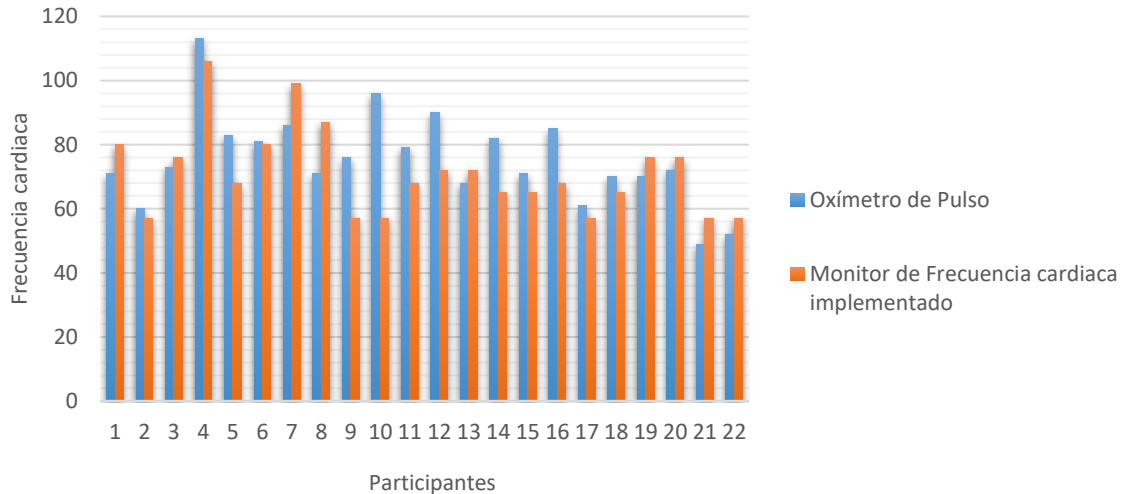
### 3.5. Comparación de resultados con métodos convencionales

Para obtener un indicador primario del correcto funcionamiento del sistema implementado, se procedió a realizar mediciones en un grupo de 22 personas con diversas tonalidades de piel, dentro de este grupo el 36% fueron mujeres mientras que el 64% fueron hombres en un rango de 19 a 30 años, como se detalla en la Figura 3.18.



**Figura 3.18** Rango de edad de los 22 participantes.

De este modo se pudo contrastar los valores obtenidos por el oxímetro de pulso MD300C21C, con una precisión de  $\pm 2\%$  [75], frente al monitor de frecuencia cardiaca implementado, tal como se aprecia en la Figura 3.19.



**Figura 3.19** Valores de frecuencia cardiaca obtenidos con el oxímetro de pulso y el sistema implementado en 22 participantes.

Las mediciones fueron realizadas en un ambiente interior, con luz artificial y fondo de color blanco, tal como se muestra en la Figura 3.20. El análisis de cada video se efectuó en una sección donde no existan movimientos bruscos e inesperados, realizados por el participante u ocasionados por una persona externa. En la mayoría de casos estos movimientos son producidos al inicio y al final del video, por lo que fueron obviados en el análisis.



**Figura 3.20** Condiciones ambientales bajo las cuales se realizó la medición para dos participantes con diferente tonalidad de piel.

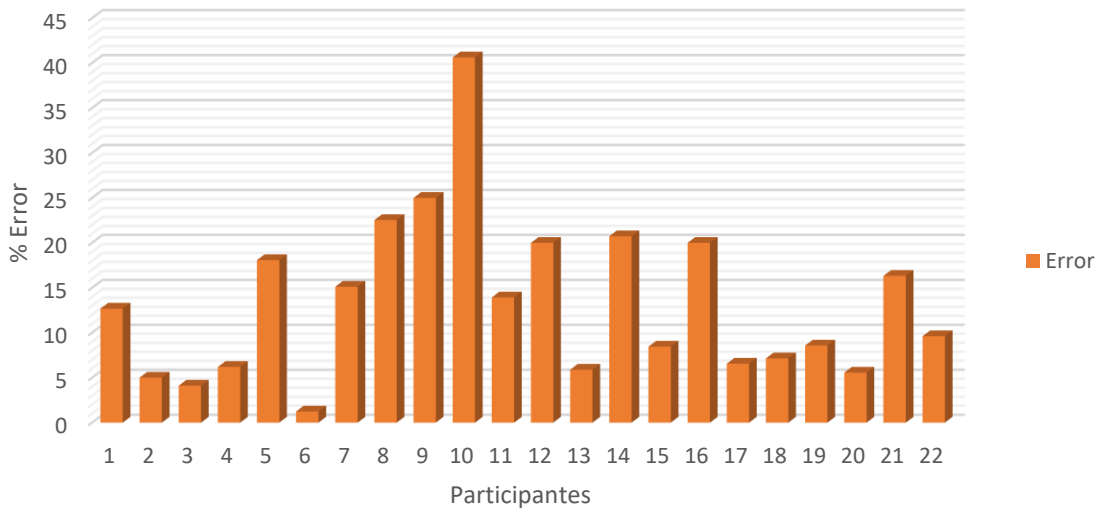
Para establecer un análisis comparativo con el sistema implementado, se optó por el cálculo del error relativo, que se define en la Ecuación 3.1, el cual utiliza el cociente entre la diferencia del valor de frecuencia cardiaca experimental (sistema implementado) y el

valor real, que en este caso será proporcionado por el oxímetro de pulso antes mencionado.

$$e_{rel} = \left( \frac{f_{c_{sistema}} - f_{c_{oxímetro}}}{f_{c_{oxímetro}}} \right) \times 100\%$$

### Ecuación 3.1 Error relativo porcentual calculado.

Bajo estas condiciones al aplicar la Ecuación 3.1, los resultados obtenidos no sobrepasan el 10%, como se indica en la Figura 3.21 y se detalla a profundidad en la Tabla II.1, por lo que se procedió a realizar la etapa de validación del sistema implementado con un nuevo grupo de personas.



**Figura 3.21** Errores obtenidos utilizando el oxímetro de pulso y el sistema implementado en 22 participantes.

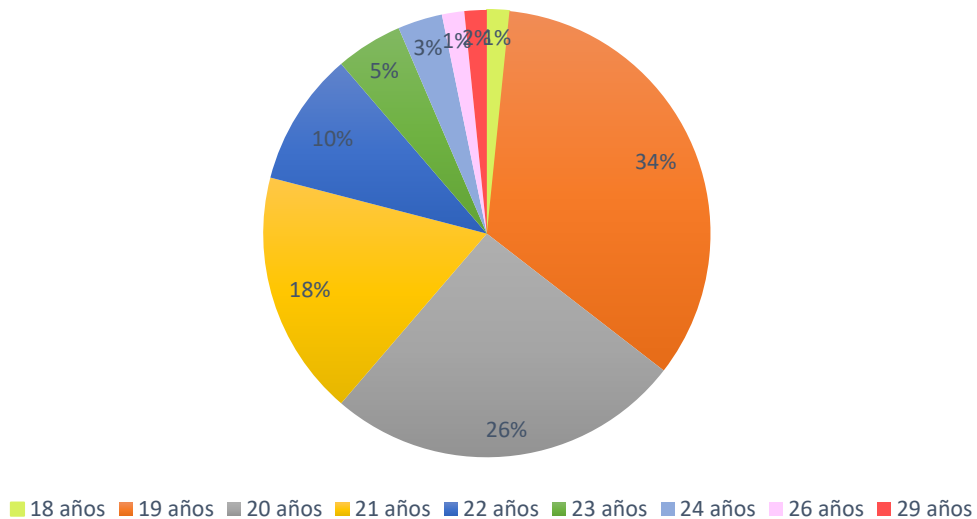
## 3.6. Validación de resultados utilizando equipos comerciales

Para el proceso de validación de los resultados obtenidos con el monitor de frecuencia cardiaca implementado, se obtuvo una única muestra, emulando las características ambientales detalladas en la sección anterior, en un grupo de 62 personas seleccionadas aleatoriamente que presentan tonalidades de piel variadas, como se muestra en la Figura 3.22, de las cuales un 87% son hombres y 13% mujeres.

El rango de edad obtenido en este grupo de personas se encuentra en los 18 a 29 años, el mismo que se detalla en la Figura 3.23.



**Figura 3.22** Tonalidades de piel en una muestra de 6 de los 62 participantes.



**Figura 3.23** Rango de edad de los 62 participantes.

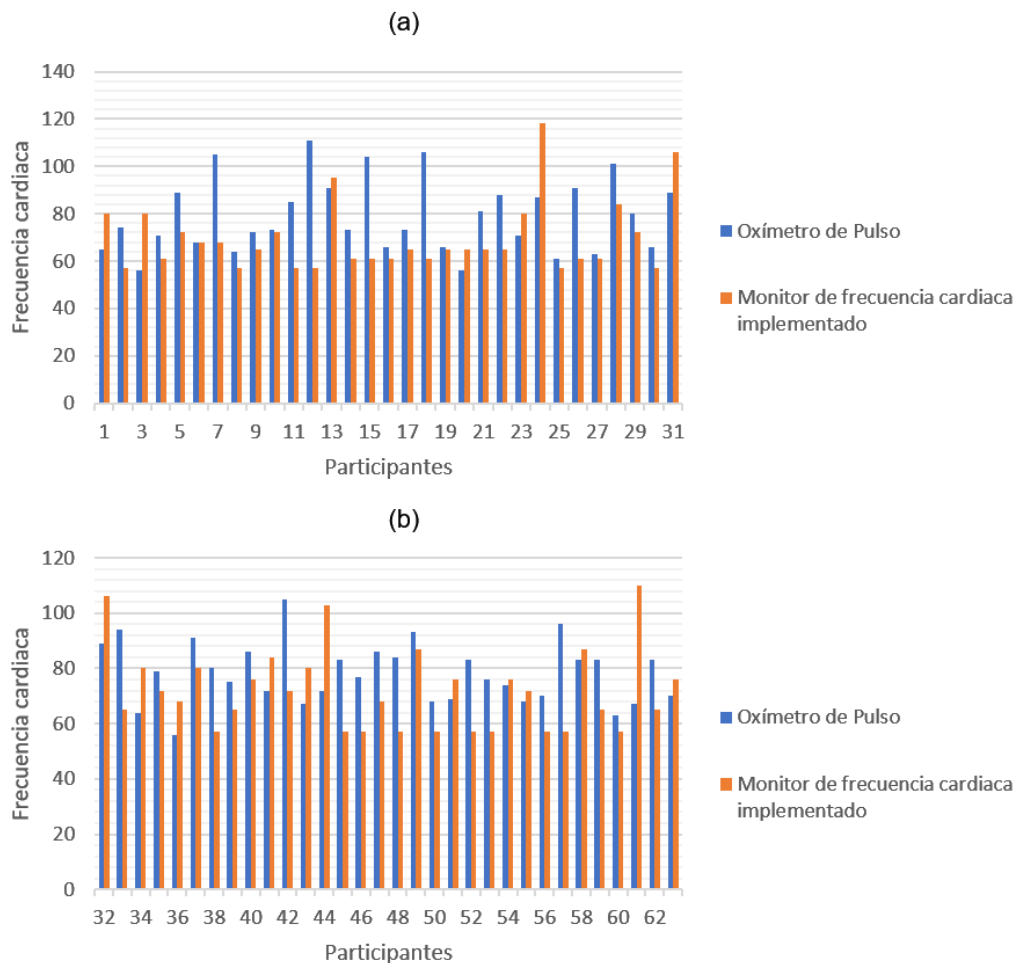
La validación de las mediciones se realizó utilizando el oxímetro de pulso mencionado en la sección anterior, así como un tensiómetro digital Panasonic EW-BU04 con una precisión de  $\pm 5\%$  en la medición de la frecuencia cardiaca [76], los cuales ofrecen la medida de la frecuencia cardiaca de forma indirecta o secundaria, por ejemplo en el caso del tensiómetro por procesos internos el valor obtenido de frecuencia cardiaca se deriva de la presión arterial. Estos dos métodos son los más usados al momento de realizar un monitoreo inicial de los signos vitales, entre ellos la frecuencia cardiaca, que al ser dispositivos comerciales proporcionan medidas que se pueden considerar reales al momento de realizar el análisis de errores.

Si bien los dispositivos empleados en la validación de resultados, como se mencionó anteriormente, ofrecen un margen de precisión alta en el proceso de obtención de mediciones se observó que, en ciertos casos, presentan una variabilidad de aproximadamente 36% entre ellos, por lo que la validación de resultados se realizará tomando en cuenta la medición obtenida con cada uno de los dispositivos.

### Validación utilizando el Oxímetro de Pulso

Tomando en cuenta la variabilidad que se llega a presentar entre los dos dispositivos empleados, se tomará como valores aceptables aquellos que tengan un máximo de 20% de variabilidad con relación al dispositivo comercial, en este caso al oxímetro de pulso.

Para una mejor visualización estadística, se prefiere dividir las mediciones obtenidas de los participantes en dos grupos (a) y (b), como se indica en la Figura 3.24, las mediciones conseguidas con el sistema implementado guardan relación a las medidas tomadas como reales, provistas por el oxímetro de pulso.



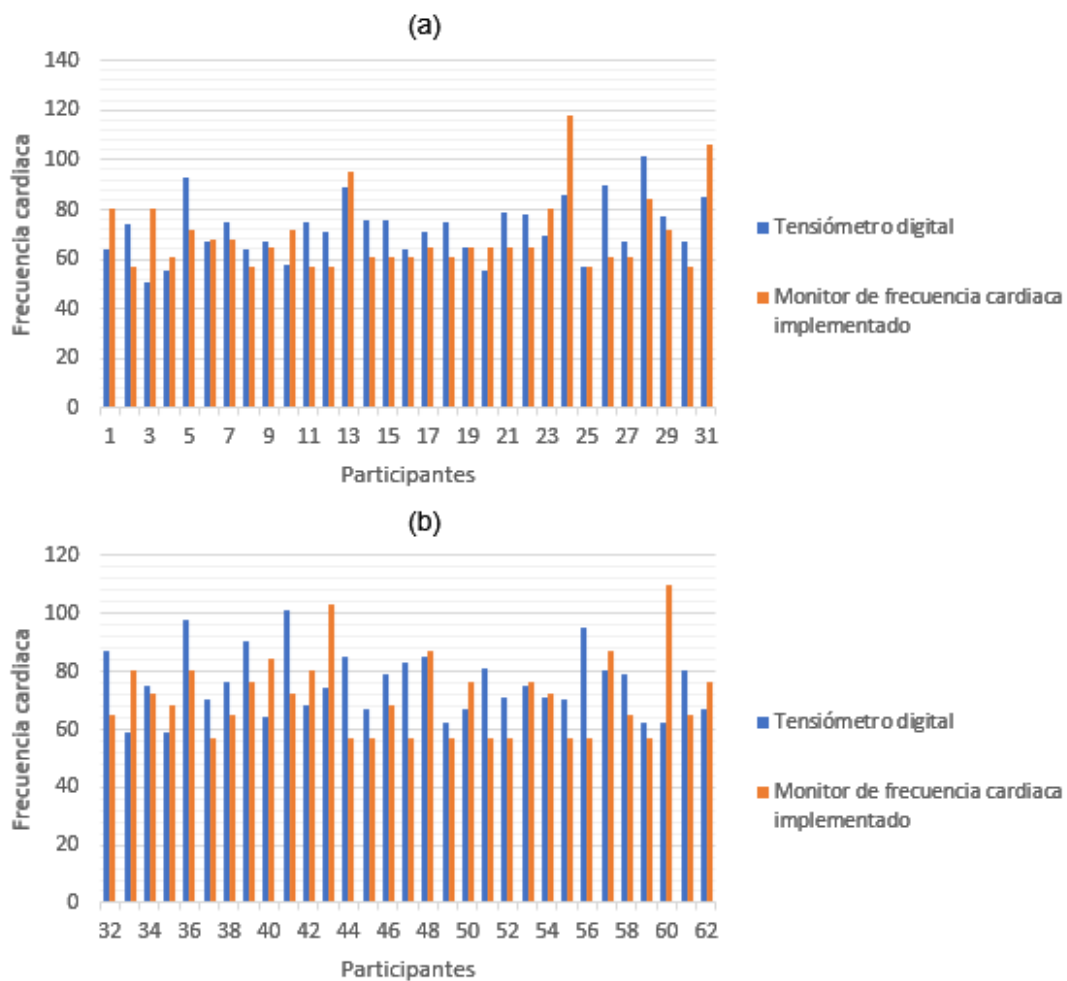
**Figura 3.24** Valores de frecuencia cardiaca obtenidos con el oxímetro de pulso y el sistema implementado en 62 participantes.

Al aplicar el rango de tolerancia a los resultados obtenidos por el sistema, se observa que 35 mediciones, las cuales representan alrededor del 56%, no sobrepasan dicho rango, estos valores se detallan completamente en la Tabla II.2.

### Validación utilizando el Tensiómetro digital

Tomando el mismo rango de variabilidad (20%), para considerar que una medición es aceptable, se puede observar en la Figura 3.25, la cual por motivos de una mejor visualización estadística se dividió en dos grupos (a) y (b) de 31 participantes cada uno.

En este caso se utilizó como dispositivo de referencia al tensiómetro digital, antes mencionado, tomando este valor como referencia para el cálculo de errores. Se puede observar que el sistema implementado mejora su precisión, con relación al proceso de contraste efectuado con el oxímetro de pulso, al momento de realizar el monitoreo de la frecuencia cardíaca.



**Figura 3.25** Valores de frecuencia cardíaca obtenidos con el tensiómetro digital y el sistema implementado en 62 participantes.

En esta ocasión un total de 43 mediciones, que representan alrededor del 69% del global de mediciones realizadas, son consideradas como aceptables al no sobrepasar el rango de variabilidad previamente establecido, los cuales se presentan de una forma completamente detallada en la Tabla II.3.



Por otro lado se comparó el tiempo de ejecución en el procesamiento de datos del medidor de frecuencia cardíaca implementado con los dispositivos comerciales usados en el proceso de validación y el método de medición manual, estos datos se presentan en la Tabla 3.2, donde podemos observar que en comparación al tensiómetro digital y la medición manual el tiempo necesario se redujo en 14% y 40% respectivamente.

**Tabla 3.2** Periodos aproximados de procesamiento utilizando varios dispositivos para la medición de frecuencia cardíaca.

<b>Dispositivo empleado</b>	<b>Tiempo [segundos]</b>
Medición Manual	40
Oxímetro de Pulso	8
Tensiómetro Digital	28
Medidor de frecuencia cardíaca implementado	24

## **4. CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES**

### **4.1. Conclusiones**

- El sistema propuesto, ante métodos convencionales, es una alternativa innovadora que facilita el monitoreo remoto de la frecuencia cardiaca sin contacto con la piel ofreciendo mayor confort en varios pacientes que presentan enfermedades dérmicas tales como, dermatitis, psoriasis o alergias, además de personas con movilidad reducida como adultos mayores o neonatos, dado que no es necesaria la intervención de personal médico externo para efectuar esta medición.
- El monitor de frecuencia cardiaca presentado ofrece un servicio de telemedicina económico que proporciona transmisión de datos bajo una misma red, efectivizando los periodos de procesamiento en comparación con sistemas habituales que mantienen contacto con la piel, además de ofrecer la posibilidad de escalabilidad dentro de la red de comunicaciones, es decir que se podrían añadir más dispositivos remotos que enviarán los archivos de video al dispositivo local para su procesamiento.
- Realizar la adquisición de datos en zonas de fácil acceso dentro del cuerpo humano asegura condiciones de mayor comodidad para la persona, evitando en cierta medida la alteración de sus signos vitales, dentro de estas zonas se pueden mencionar las manos, cuello o rostro; siendo este último el que posee una mayor cantidad de características antropométricas que facilitan su detección y seguimiento dentro de un conjunto de imágenes en movimiento, mediante la aplicación de algoritmos computacionales como el método KLT que según las pruebas realizadas presenta un mayor porcentaje de efectividad.
- Si bien el sistema implementado cuenta con una etapa específica de filtrado y normalizado de datos, además de realizar un segundo filtro en la etapa de análisis de componentes independientes, pueden existir movimientos bruscos por parte del participante o efectos no deseados externos, por lo que para reducir el rango de variabilidad en la medición se optó por eliminar los frames iniciales del video, donde en la mayoría de casos el participante presenta mayor movimiento, así como los frames finales evitando analizar secciones que alterarán la medición de la frecuencia cardiaca.
- La frecuencia cardiaca constituye un signo vital que puede alterar instantáneamente al presentarse cambios de estado de ánimo en la persona, dichos cambios son

registrados por métodos convencionales como el oxímetro de pulso y el tensiómetro digital de forma indirecta, al no ser instrumentos diseñados para la medición de este signo vital en específico. Para el proceso de validación de resultados, se tomó como valores aceptables aquellos que no sobrepasen un rango de tolerancia de 20% en comparación a estos métodos convencionales de uso habitual en el sector de la salud.

- Contrastando los resultados obtenidos con el presente proyecto frente a varios métodos convencionales comerciales, se puede considerar que el monitor de frecuencia cardíaca es una solución ágil, económica y viable, tomando en cuenta que alrededor del 70% de los resultados obtenidos poseen errores menores al 20%. Es importante resaltar además que este signo vital varía constantemente dependiendo de varios factores, entre ellos el estado anímico en el que se encuentra cada participante, es decir se vuelve complejo encontrar un instrumento patrón para la calibración de este sistema.

## **4.2. Recomendaciones**

- Las condiciones ambientales tales como: espacios interiores o exteriores, iluminación y color de fondo en la adquisición del video, así como consideraciones técnicas manipulables por software como: resolución y relación de frames por segundo al momento de realizar la adquisición del video influyen en el rendimiento del sistema, por lo cual en este trabajo se establecen ciertas condiciones que garanticen su funcionamiento.
- La técnica propuesta puede ser empleada en la obtención de otros parámetros fisiológicos importantes en el monitoreo médico inicial, tales como la frecuencia respiratoria y temperatura corporal en las que, con una delimitación distinta de la región de interés como la zona pectoral y zona superior del rostro respectivamente, permiten la adquisición de señales para su análisis.
- Este trabajo constituye la base para proyectos futuros en donde será factible incrementar la cantidad de personas en las que se realice esta medición, a su vez poder agruparlas por edades, etnias y condición médica actual, de manera que se garantice una mayor fiabilidad del mismo y una posible inserción en el mercado de equipos médicos, cumpliendo las condiciones necesarias por organismos de control para su operación en ambientes hospitalarios.

## 5. REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- [1] J. Villegas González, O. A. Villegaz Arenas y V. Villegas González, *Semiología de los signos vitales: Una mirada novedosa a un problema vigente.*, 2 ed., vol. 12, Manizalez: Universidad de Manizalez, 2012, pp. 221-240.
- [2] J. Daza Lesmes, *Evaluación clínico-funcional del movimiento corporal humano*, Primera ed., Madrid: Panamericana, 2007, pp. 48-69.
- [3] F. Scazzuso, «Instituto Cardiovascular de Buenos Aires: Sabías qué conocer tu pulso puede evitarte un accidente vascular,» Mayo 2015. [En línea]. Available: <http://www.icba.com.ar/pacientes/prevencion/pulso.html>. [Último acceso: 1 Agosto 2017].
- [4] A. Aguayo y A. P. Lagos, «Universidad Pedro de Valdivia: GUIA CLINICA DE CONTROL DE SIGNOS VITALES,» Febrero 2012. [En línea]. Available: <http://academico.upv.cl/doctos/KINE-4068/%7B328B1B37-2C2A-4747-8B38-169806A27753%7D/2012/S1/GUIA%20TECNICA%20DE%20CONTROL%20DE%20SIGNOS%20VITALES%20KINE.pdf>. [Último acceso: 1 Agosto 2017].
- [5] E. Pérez de la Plaza y A. M. Fernández Espinosa, *Técnicas básicas de enfermería*, Primera ed., Madrid: McGraw-Hill/Interamericana de España, 2011, pp. 119-124.
- [6] N. Perezplata y J. Solas, «Frecuencia cardiaca: Pulsómetros o pulsímetros,» Septiembre 2014. [En línea]. Available: <http://www.frecuencia-cardiaca.com/pulsometros.php>. [Último acceso: 1 Agosto 2017].
- [7] P. Bueno, «Ciclismo a fondo: Pulsómetros para todos,» 18 Julio 2013. [En línea]. Available: <http://www.ciclismoafondo.es/preparacion-fisica/entrenamiento-ciclismo/articulo/informe-pulsometros-para-todos>. [Último acceso: 1 Agosto 2017].
- [8] TwinnerNYC Sports, «TwinerNYC Sports: Espacio para los amantes del deporte,» Julio 2016. [En línea]. Available: <https://twinnersport.wordpress.com/consejos/>. [Último acceso: 1 Agosto 2017].
- [9] Mega Store, «Mega Store: Tecnología al servicio de la salud,» Enero 2017. [En línea]. Available: <http://www.megastore.com.ec/home/189-tensiometro-digital-panasonic-de-antebrazo-automatico-.html>. [Último acceso: 1 Agosto 2017].
- [10] Omron, «Tensiómetro Omron: Tensiómetros Digitales para un Mejor Estilo de Vida,» Noviembre 2016. [En línea]. Available: <https://tensioometroomron.es/muneca/>. [Último acceso: 1 Agosto 2017].
- [11] L. F. Castrillón Gallego, *Introducción al mantenimiento biomédico*, Primera ed., Medellín: Fondo Editorial, 2007, pp. 128-134.
- [12] A. Pollak, *Los cuidados de urgencias y el transporte de los enfermos y heridos*, Mexico D.F.: Jones & Bartlett Publishers, 2011, pp. 152-154.

- [13] Abastecimientos Médicos de Alta Especialidad, «ABAMEDICS AE: Oxímetro de Pulso,» Diciembre 2016. [En línea]. Available: <http://abamedicsae.com/oximetro-de-pulso/>. [Último acceso: 1 Agosto 2017].
- [14] H. F. Walton y J. Reyes, Análisis químico e instrumental moderno, Barcelona: Reverte, 1983, p. 146.
- [15] I. Samamé, M. Gómez y J. Castillo, «Universidad Ricardo Palma,» Enero 2011. [En línea]. Available: [http://www.urp.edu.pe/pdf/ingenieria/electronica/CIR-12\\_Pulso\\_cardiaco.pdf](http://www.urp.edu.pe/pdf/ingenieria/electronica/CIR-12_Pulso_cardiaco.pdf). [Último acceso: 2 Agosto 2017].
- [16] R. Janssen, W. Wang, A. Moço y G. De Haan, «Video-based respiration monitoring with automatic region of interest detection,» *Physiological Measurement*, vol. 37, nº 1, pp. 100-114, 2016.
- [17] X. Garcia, L. Mateu, L. Maynar, J. Mercadal, A. Ochagavia y A. Ferrandiz, «Estimating cardiac output. Utility in the clinical practice. Available invasive and non-invasive monitoring,» *Medicina Intensiva*, vol. 35, nº 2, pp. 552-561, 2011.
- [18] C. Bustamante, W. Jara y M. Yapur, «Diseño y construcción de un contador de ritmo cardiaco, basado en un principio óptico,» *Revista Tecnológica*, vol. 15, nº 5, pp. 72-78, 2002.
- [19] H. Rodríguez Alonso, Imagen Digital: Conceptos básicos, vol. I, Barcelona: Marcombo, 2009.
- [20] L. González Perez, «Tecnología de la Información: Imagen digital,» Octubre 2005. [En línea]. Available: <http://platea.pntic.mec.es/~lgonzale/tic/imagen/conceptos.html>. [Último acceso: 10 Agosto 2017].
- [21] H. Rodríguez, «Curso de Imagen Digital: Iniciación a la imagen digital,» Agosto 2003. [En línea]. Available: <http://tecno.unsl.edu.ar/multimedia/Imagen/curso-imagen%20digital.pdf>. [Último acceso: 10 Agosto 2017].
- [22] K. Jack, Video Demystified: A Handbook for the Digital Engineer, Burlington: Elsevier, 2011.
- [23] C. Martinez Aniceto, Video Digital 2007, Barcelona: Paradigma Soluciones, 2007, pp. 263-272.
- [24] E. Bergondo Llorente y J. C. Flórez López, La televisión, una mirada crítica, Barcelona: Ministerio de Educación, 2009.
- [25] M. Kurnar, A. Veeraraghavan y A. Sabharwal, «DistancePPG: Robust non-contact vital signs monitoring using a camera,» *Biomedical Optics Express*, vol. 6, nº 5, pp. 1565-1588, 2015.
- [26] E. Parra Barrero, Á. Rodríguez Vázquez y J. Fernández Berni, «Aceleración del algoritmo de Viola-Jones mediante rejillas de procesamiento masivamente paralelo en el plano focal,» Escuela Técnica Superior de Ingeniería, Sevilla, 2015.
- [27] G. Mur Igualada, «Inferencia de la respuesta afectiva de los espectadores de un vídeo,» Universidad Carlos III, Madrid, 2015.

- [28] J. M. Torres Jorge, «Reconocimiento gestual mediante técnicas avanzadas de visión por computador,» Universidad de la Laguna, Santa Cruz de Tenerife, 2009.
- [29] J. Savitha y A. Senthil, «Face Tracking and Detection using S-PCA & KLT Method,» *International Journal of Advance Research in Computer Science and Management Studies*, vol. II, nº 2, pp. 224-229, 2014.
- [30] D. Chatterjee y S. Chandran, «Comparative study of camshift and KLT algorithms for real time face detection and tracking applications,» *2nd IEEE Int. Conf. Res. Comput. Intell. Commun. Networks*, pp. 62-65, 2017.
- [31] K. Fukunaga, *Introduction to Statistical Pattern Recognition*, San Diego: Academic Press, 1990.
- [32] Intel Coporation, *Open Source Computer Vision Library Reference Manual*, 123456-001, 2001.
- [33] S. Sooksatra y T. Kondo, «CAMSHIFT-Based Algorithm for Multiple Object Tracking,» School of Information, Computer, and Communication Technology, Bangkok, 2014.
- [34] P. Hidayatullah y H. Konik, «CAMSHIFT Improvement on Multi-Hue and MultiObject Tracking,» *International Conference on Electrical Engineering and Informatics*, 2011.
- [35] J. Lira, *Tratamiento digital de imágenes multispectrales*, Segunda ed., México D.F.: Universidad Autónoma de México, 2010, pp. 273-323.
- [36] M. Triola, *Probabilidad y Estadística*, Novena ed., México: Pearson Educación, 2014, pp. 59-73.
- [37] F. Bourel, C. Chibelushi y A. Low, «Robust facial feature tracking,» *Proc. 11th British Machine Vision Conf*, vol. I, 2000.
- [38] B. Aldalur y M. Santamaría, «Realce de Imágenes: filtrado espacial,» *Revista de teledetección*, vol. XVII, pp. 31-42, 2002.
- [39] University of Helsinki, «What is Independent Component Analysis?,» Department of Computer Science, 30 Septiembre 2017. [En línea]. Available: <https://www.cs.helsinki.fi/u/ahyvarin/whatisica.shtml>. [Último acceso: 26 Noviembre 2017].
- [40] J. Cardoso, «Blind signal sepaton: statical principes,» *IEEE*, vol. 86, p. 10, 1998.
- [41] W. Verkruysse, L. Svaasand y S. Nelson, «Remote plethysmographic imaging using ambient light,» *Opt Express*, vol. XVI, pp. 21434-21445, 2008.
- [42] J. Cardoso y A. Soloumiac , «Blind beamforming for non-Gaussian signals,» *IEE Proceedings F-Radar and Signal Processing*, vol. 40, pp. 362-370, 1993.

- [43] J. Miettinen, K. Nordhausen y S. Taskien, «Blind source separation based on joint diagonalization in R: the packages JADE and BSSasymp,» *Journal of Statistical Software*, vol. LXXVI, nº 2, pp. 1-31, 2017.
- [44] A. Ziehe, «Blind source separation based on joint diagonalization of matrices with applications in biomedical signal processing,» Postdam University, 2005.
- [45] L. G. De la Fraga, «La Transformada Discreta de Fourier y la Transformada Rápida de Fourier,» 30 Mayo 2001. [En línea]. Available: [http://www.angelfire.com/falcon/shadow\\_rsv/t\\_senales/tdf.pdf](http://www.angelfire.com/falcon/shadow_rsv/t_senales/tdf.pdf). [Último acceso: 31 Agosto 2017].
- [46] R. Alvarez, «Curso Básico de Procesamiento Digital de Señales,» Escuela Politécnica Nacional, Quito, 2016.
- [47] K. González, D. Urrego y W. Gordillo, «Estudio sobre Computadores de Placa Reducida Raspberry Pi Modelo B y Cubieboard2 en la creación de proyectos con base tecnológica de gran impacto social,» *ENGI Revista Electrónica de la Facultad de Ingeniería*, vol. III, nº 1, pp. 6-10, 2014.
- [48] Raspberry Pi Learning Resources, «Especificaciones Raspberry Pi 3 Modelo B,» Fundación Raspberry Pi, Marzo 2017. [En línea]. Available: <https://www.raspberrypi.org/learning/hardware-guide/components/raspberry-pi/>. [Último acceso: 31 Agosto 2017].
- [49] Python Software Foundation, «What's New in Python 2.7,» Python, Julio 2012. [En línea]. Available: <https://docs.python.org/2/whatsnew/2.7.html>. [Último acceso: 31 Agosto 2017].
- [50] Microsoft, «Accesorios: LifeCam 1425,» Microsoft, Abril 2014. [En línea]. Available: <https://www.microsoft.com/accessories/es-es/products/webcams/lifecam-studio/q2f-00009>. [Último acceso: 31 Agosto 2017].
- [51] OpenCV, «OpenCV: About,» OpenCV Org., Enero 2017. [En línea]. Available: <http://opencv.org/about.html>. [Último acceso: 31 Agosto 2017].
- [52] OpenCV, «OpenCV 3.2.0: Getting Started with Videos,» Open Source Computer Vision, Diciembre 2016. [En línea]. Available: [http://docs.opencv.org/3.2.0/dd/d43/tutorial\\_py\\_video\\_display.html](http://docs.opencv.org/3.2.0/dd/d43/tutorial_py_video_display.html). [Último acceso: 31 Agosto 2017].
- [53] Xvid, «Xvid: Questions and Answers,» Enero 2017. [En línea]. Available: <https://www.xvid.com/faq/>. [Último acceso: 31 Agosto 2017].
- [54] G. Tolosa, «Protocolos y Modelo OSI,» Marzo 2016. [En línea]. Available: <http://www.tyr.unlu.edu.ar/pub/02-ProtocolosOSI.pdf>. [Último acceso: 31 Agosto 2017].
- [55] A. Tanenbaum, *Sistemas Operativos Distribuidos*, Primera ed., México: Prentice Hall Hispanoamericana S.A., 1996, pp. 50-65.

- [56] A. Tanenbaum, Redes de computadoras, Cuarta ed., Mexico: Pearson Educación, 2003.
- [57] P. Loshin, TCP/IP Clearly Explained, Cuarta ed., San Francisco: Morgan Kaufmann, 2003.
- [58] X. Qu, J. Xu Yu y R. Brent, «A mobile TCP socket,» Joint Computer Science Technical Report Series, Sidney, 1997.
- [59] Python Software Foundation, «Socket Programming HOWTO,» Python, Marzo 2011. [En línea]. Available: <https://docs.python.org/3/howto/sockets.html>. [Último acceso: 31 Agosto 2017].
- [60] G. Mur, «Interferencia de la respuesta afectiva de los espectadores de un video,» Madrid, 2015.
- [61] MathWorks United Kingdom, «MATLAB & Simulink: Train a Cascade Object Detector,» MathWorks, 2017. [En línea]. Available: <https://www.mathworks.com/help/vision/ug/train-a-cascade-object-detector.html>. [Último acceso: 31 Agosto 2017].
- [62] MathWorks United Kingdom, «Detect corners using minimum eigenvalue algorithm and return corner points object - MATLAB detect MinEigenFeatures,» MatWorks, 2017. [En línea]. Available: <https://www.mathworks.com/help/vision/ref/detectmineigenfeatures.html>. [Último acceso: 31 Agosto 2017].
- [63] MathWorks United Kingdom, «Track points in video using Kanade-Lucas-Tomasi (KLT) algorithm - MATLAB,» MathWorks, 2017. [En línea]. Available: [https://www.mathworks.com/help/vision/ref/vision.pointtracker-class.html?searchHighlight=vision.PointTracker&s\\_tid=doc\\_srchtile](https://www.mathworks.com/help/vision/ref/vision.pointtracker-class.html?searchHighlight=vision.PointTracker&s_tid=doc_srchtile). [Último acceso: 31 Agosto 2017].
- [64] MathWorks United Kingdom, «Face Detection and Tracking Using Live Video Acquisition - MATLAB,» MathWorks, 2017. [En línea]. Available: [https://www.mathworks.com/help/vision/examples/face-detection-and-tracking-using-live-video-acquisition.html?searchHighlight=MaxBidirectionalError%2C&s\\_tid=doc\\_srchtile](https://www.mathworks.com/help/vision/examples/face-detection-and-tracking-using-live-video-acquisition.html?searchHighlight=MaxBidirectionalError%2C&s_tid=doc_srchtile). [Último acceso: 31 Agosto 2017].
- [65] D. Chatterjee y S. Chandran, «Comparative Study of Camshift and KLT algorithms,» *IEEE Xplore*, p. 4, 2016.
- [66] MathWorks United Kingdom, «Face Detection and Tracking Using CAMShift - MATLAB,» MathWorks, 2017. [En línea]. Available: <https://www.mathworks.com/help/vision/examples/face-detection-and-tracking-using-camshift.html>. [Último acceso: 31 Agosto 2017].
- [67] MathWorks United Kingdom, «Convert RGB colormap to HSV colormap - MATLAB rgb2hsv,» MathWorks, 2017. [En línea]. Available: <https://www.mathworks.com/help/matlab/ref/rgb2hsv.html>. [Último acceso: 31 Agosto 2017].



- [68] MathWorks United Kingdom, «Face Detection and Tracking Using CAMShift - MATLAB & Simulink Example,» MathWorks, 2017. [En línea]. Available: <https://www.mathworks.com/help/vision/examples/face-detection-and-tracking-using-camshift.html>. [Último acceso: 31 Agosto 2017].
- [69] C. Gámez, «Diseño y desarrollo de un sistema de reconocimiento de caras,» Universidad Carlos III de Madrid, Madrid, 2008.
- [70] S. Rossius y I. Bosch, «Reconocimiento de objetos mediante webcam en tiempo real,» Universidad Politécnica de Valencia, Valencia, 2010.
- [71] MathWorks United Kingdom, «Colormap - MATLAB Help,» MathWorks, 2017. [En línea]. Available: <https://www.mathworks.com/help/matlab/ref/colormap.html>. [Último acceso: 31 Agosto 2017].
- [72] MathWorks United Kingdom, «Add noise to image - imnoise Help MATLAB,» MathWorks, 2017. [En línea]. Available: <https://www.mathworks.com/help/images/ref/imnoise.html>. [Último acceso: 31 Agosto 2017].
- [73] MathWorks United Kingdom, «Fast Fourier transform - MATLAB Help,» MathWorks, 2017. [En línea]. Available: <https://www.mathworks.com/help/matlab/ref/fft.html#buuuty-6>. [Último acceso: 31 Agosto 2017].
- [74] Glade, «Glade - A User Interface Design,» Glade Gnome, 2017. [En línea]. Available: <https://glade.gnome.org/>. [Último acceso: 28 Julio 2017].
- [75] Equipamiento Médico Integral, «Manual Oxímetro MD300C21C,» [En línea]. Available: [http://labmedical.com.pe/index.php?controller=attachment&id\\_attachment=12](http://labmedical.com.pe/index.php?controller=attachment&id_attachment=12). [Último acceso: 10 Octubre 2017].
- [76] Panasonic, «EW-BU04 Medidor de presión para antebrazo,» [En línea]. Available: <https://www.manualslib.com/manual/403285/Panasonic-Ewbu04.html>. [Último acceso: 10 Octubre 2017].
- [77] Cs.helsinki, «Department of Computer Science,» [En línea]. [Último acceso: 26 11 2017].
- [78] J. Miettinen, K. Nordhausen y S. Taskinen, «Blind source separation based on joint diagonalization in R: the packages JADE and BSSasymp,» University of Jyväskylä, 2017.

## 6. ANEXOS

### ANEXO I.

#### Manual de Usuario

Es necesario leer detalladamente el presente manual antes de conectar y poner en funcionamiento el monitor de frecuencia cardiaca, esto garantizará una correcta medición.

Esta guía de instalación y ensamblaje es útil para futuras aplicaciones, por lo que es conveniente conservarlo.

#### I.1. DESCRIPCIÓN GENERAL DEL EQUIPO

El sistema implementado para el monitoreo no invasivo y sin contacto de la frecuencia cardiaca se forma a partir de una cámara de video, un procesador de placa reducida, un computador central y un software computacional, como muestra la Figura I.1. Este proyecto está basado en el principio de telemedicina, el cual incorpora un dispositivo local y uno remoto que en conjunto proporcionan una medición forma rápida y económica.



**Figura I.1** Esquema del monitor de frecuencia cardiaca no invasivo.

El computador de placa reducida conectado a la cámara de video y a una pantalla táctil conforman el dispositivo remoto el mismo que adquiere el video, lo procesa y muestra el estado de adquisición en una interfaz. Una vez obtenido este archivo es enviado de forma inalámbrica al dispositivo local que consta de un computador central en la cual se realizará el análisis, además brinda una interfaz amigable al usuario, donde es posible visualizar el

ingreso de la información del participante, su frecuencia cardiaca e historial de mediciones realizadas.

## I.2. DISPOSITIVO LOCAL

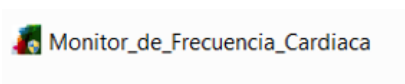
El dispositivo local consta de un computador central donde se realizará todo el procesamiento del archivo de video, además es posible visualizar una interfaz gráfica que presenta tres ventanas. La primera ofrece la facilidad en el ingreso de la información de cada usuario, la segunda permite observar la medición de la frecuencia cardiaca y finalmente la tercera brinda un historial de mediciones.

Requisitos que debe presentar el computador:

- Sistema operativo:
  - Windows en sus versiones 7, 8, 8.1 ó 10
- Poseer el archivo ejecutable del programa “Monitor\_de\_Frecuencia\_Cardiaca”

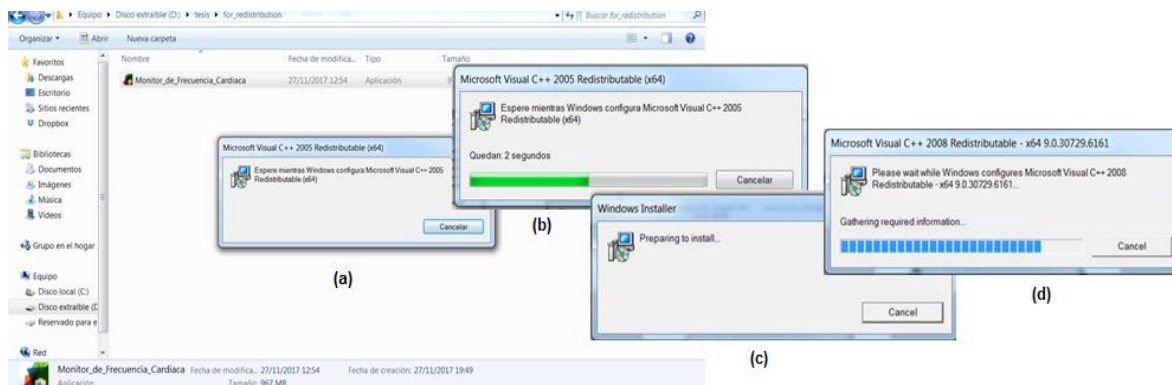
### a. Instalación de Software

Este procedimiento es necesario antes de iniciar el sistema del monitoreo de la frecuencia cardiaca. Una vez presente el archivo ejecutable en el computador, ver Figura I.2, dar doble clic en el mismo para ejecutarlo.



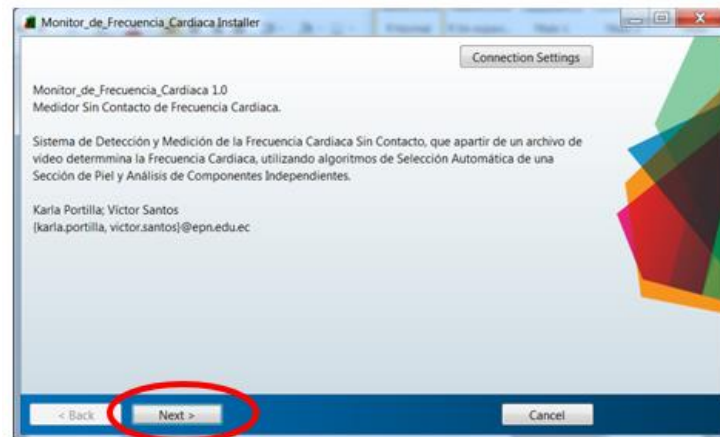
**Figura I.2** Archivo ejecutable monitor de frecuencia cardiaca.

Posterior a esta acción es necesario aceptar los cambios y durante unos pocos minutos se desplegarán individualmente (a,b,c,d) mensajes de instalación, tal como se muestra en la Figura I.3.



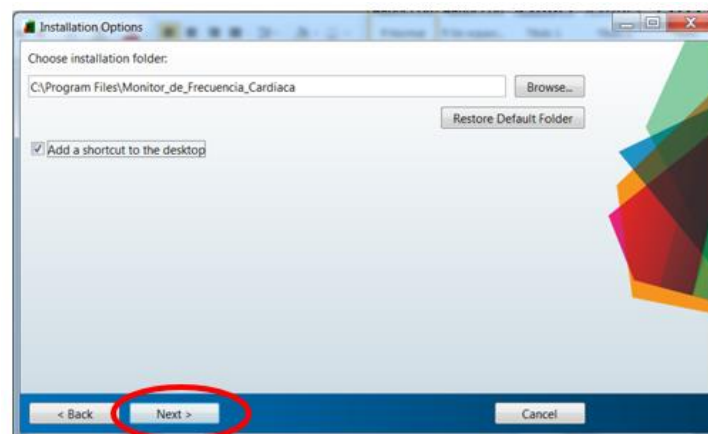
**Figura I.3** Mensajes de instalación del archivo ejecutable.

Una vez instalado los anteriores requerimientos del equipo, se desplegará una ventana de instalación, característica propia de los archivos desarrollados en Matlab, como indica la Figura I.4, aquí se debe accionar el botón “Next” ubicado en la parte inferior para continuar con el proceso de instalación del software.



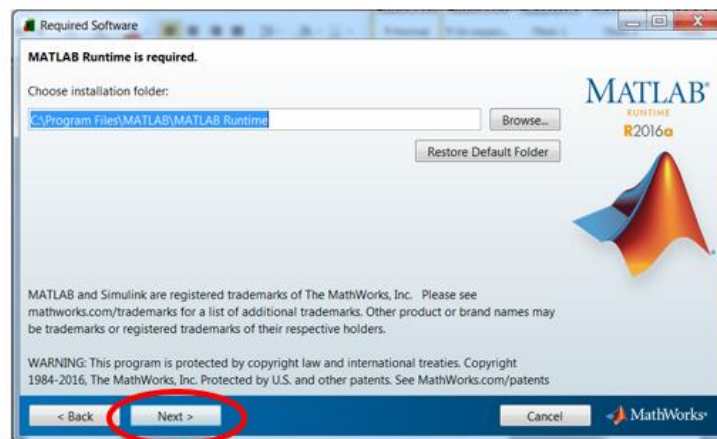
**Figura I.4** Ventana de instalación.

Se debe especificar la carpeta en donde se instalará el software, esta dirección es importante para configuraciones siguientes, por lo que es recomendable seleccionar una ubicación de fácil acceso para el usuario, además se puede incluir la creación de un ícono en el escritorio para acceder de una manera más rápida al software, posterior se debe accionar el botón “Next”, tal como muestra la Figura I.5.



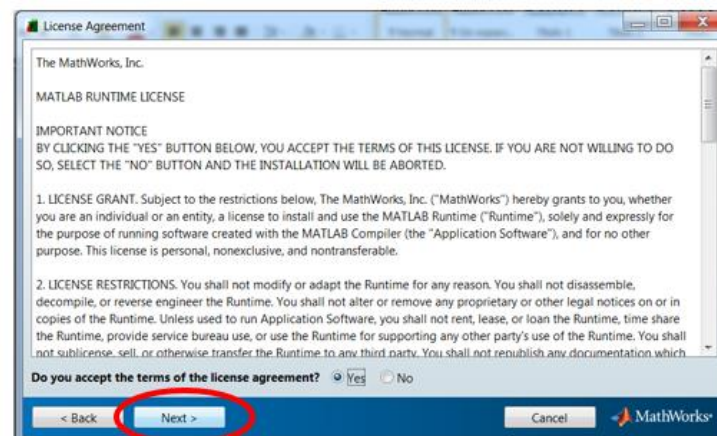
**Figura I.5** Ubicación del archivo en la memoria del computador.

Para ciertos complementos de Matlab es necesario de igual forma establecer un lugar de almacenamiento dentro de la memoria interna, se acciona “Next”, así como lo indica la Figura I.6.



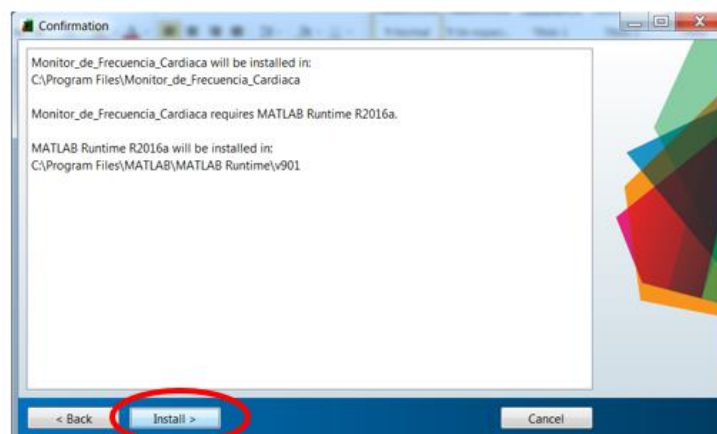
**Figura I.6** Ubicación de complemento de Matlab en la memoria del computador.

Se aceptan los términos y condiciones, posterior a esto accionar “Next”, ver Figura I.7.



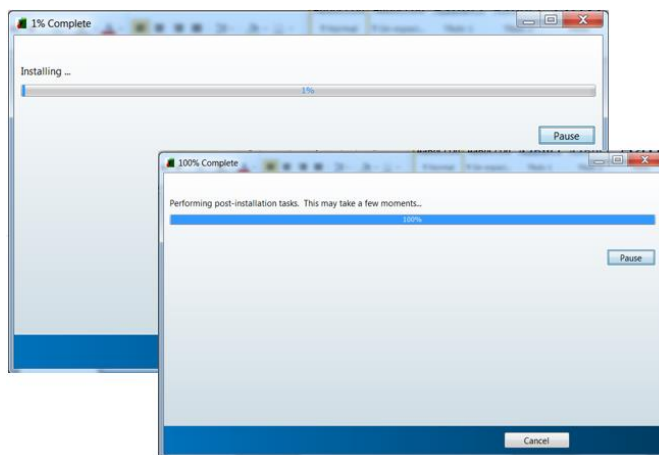
**Figura I.7** Términos y condiciones.

La Figura I.8 muestra la ventana de confirmación, donde se debe accionar el botón “Install”



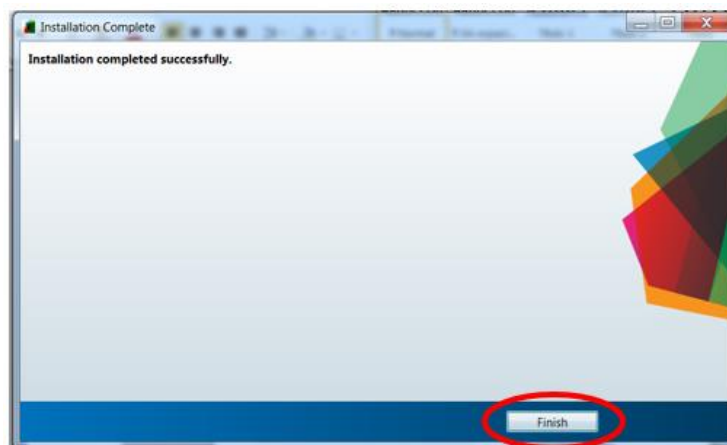
**Figura I.8** Ventana de confirmación.

Durante el proceso de instalación, aparecerá una ventana que muestra el porcentaje de instalación, tal como se observa en la Figura I.9.



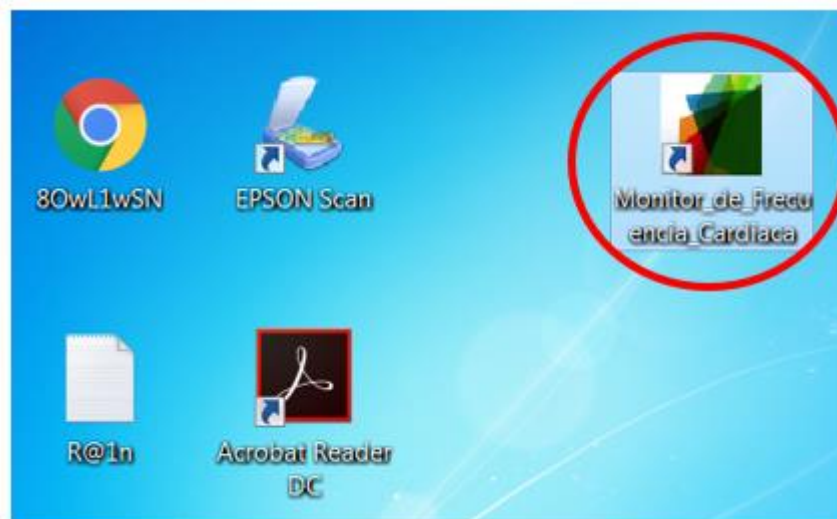
**Figura I.9** Ventas de porcentaje de instalación.

Una vez obtenido el 100% de la instalación se mostrará una ventana final del proceso de instalación, la cual presentará un mensaje confirmando la instalación del software para el monitor de frecuencia cardiaca, finalmente se debe accionar el botón “Finish”, como indica la Figura I.10.



**Figura I.10** Ventana de instalación exitosa.

Al concluir los pasos anteriormente mencionados, la ventana de instalación se cerrará automáticamente y ahora podremos encontrar en el escritorio de nuestra computadora el ícono representativo que ejecutará el software monitor de frecuencia cardiaca, tal como se aprecia en la Figura I.11. Con la cual podremos dar inicio al registro de participantes, obtención de la frecuencia cardiaca a partir de los videos encontrados o visualización de mediciones anteriores realizadas en los participantes, las mismas que se detallaran a fondo en secciones posteriores.



**Figura I.11** Ícono del monitor de frecuencia cardiaca dentro del escritorio de Windows.

#### ***b. Inicialización de la Comunicación***

Para poder establecer la comunicación inalámbrica con el dispositivo remoto debemos copiar el contenido de la carpeta “SERVIDOR”, que se incluye en el paquete de instalación con el software del dispositivo local, dentro de la carpeta donde se realizó la instalación del software para el monitor de frecuencia cardiaca, dicha carpeta se especifica en la Figura I.12.

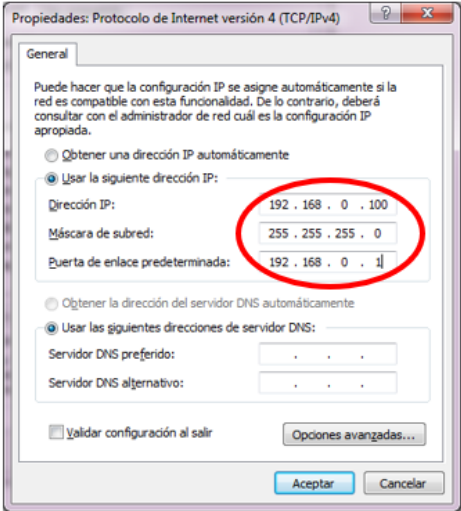
Previo al inicio de la comunicación debemos asegurarnos de que el computador central se encuentre dentro de la misma red inalámbrica de datos en la que se conectará el dispositivo remoto, como se indica en la Figura I.13.



**Figura I.12** Conexión a una red inalámbrica del computador central.



De igual forma es necesario modificar la configuración de esta conexión, las direcciones IP, máscara de subred y puerta de enlace predeterminada, que deben ser colocadas por defecto para establecer esta comunicación se especifican en la Figura I.13.



**Figura I.13** Configuración de la conexión a la red inalámbrica.

Realizado este procedimiento se puede iniciar el funcionamiento del servidor para la comunicación haciendo doble clic en el archivo “servidor” copiado en la carpeta de instalación del programa, como se visualiza en la Figura I.14.

python27.dll	5/12/2015 20:33	Extensión de la apl...	2.566 KB
select.pyd	5/12/2015 20:33	Archivo PYD	11 KB
<b>servidor</b>	28/11/2017 11:52	Aplicación	19 KB
unicodedata.pyd	5/12/2015 20:33	Archivo PYD	672 KB
wxpopen	5/12/2015 20:33	Aplicación	109 KB

**Figura I.14** Inicio del servidor para la comunicación.

### **I.3. DISPOSITIVO REMOTO**

El dispositivo remoto consta de un computador de placa reducida Raspberry Pi 3 Modelo B, una pantalla LCD TFT táctil de 3.5 pulgadas, un teclado numérico y una cámara de video web Microsoft LifeCam 1425. La pantalla táctil presenta una interfaz que permite el ingreso del código específico de cada usuario y adicionalmente muestra el estado de adquisición del archivo de video.








#### **a. Instalación de Hardware**

Es necesario conectar los periféricos, detallados en la Tabla I.1, al computador de placa reducida (Raspberry Pi) para su correcto funcionamiento en conjunto. El orden de



ensamblaje es indistinto y no afectara al sistema final. Pero se sugiere por facilidad iniciar con la conexión de la fuente de alimentación.

**Tabla I.1** Componentes del dispositivo remoto

Componente	Raspberry Pi 3 Modelo B
Cargador USB (2 Amp)	
Cable de alimentación Raspberry Pi	
Cámara de video web (USB)	
Teclado numérico (USB)	
LCD TFT táctil de 3.5 pulgadas (Compatible con Raspberry Pi)	
Raspberry Pi 3 Modelo B	
Tarjeta MicroSD Requerimientos Mínimos 16 Gb Clase 10	

El cargador utilizado posee un puerto USB en el que se conectará el cable de alimentación para la Raspberry, este cable incorpora un interruptor señalizado, ver Figura I.15 para el encendido o apagado del dispositivo, del mismo modo, en la Figura I.16 se puede observar su correcta conexión.



**Figura I.15** Interruptor de encendido en el cable de alimentación.



**Figura I.16** Conexión entre el cable de alimentación y el cargador para la Raspberry Pi.

Dentro de la Raspberry se debe identificar el puerto para la conexión de la fuente de alimentación, como se observa en la Figura I.17, está situado en uno de los costados de la tarjeta.



**Figura I.17** Vista superior del conector para el cable de alimentación en la Raspberry Pi.

El otro extremo del cable de alimentación será introducido en este conector, ver Figura I.18, para así completar el sistema de alimentación del procesador.



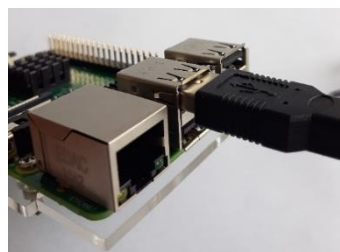
**Figura I.18** Conexión del cable de alimentación en la Raspberry Pi.

Existen dos periféricos adicionales, cámara de video y teclado numérico, que presentan una conexión USB, estos dispositivos incorporan tecnología conocida como Plug and Play, la cual evita la instalación manual de software adicional para su funcionamiento. Basta entonces con conectarlos a los puertos USB en la Raspberry Pi, ubicados en la Figura I.19.



**Figura I.19** Ubicación de los conectores USB dentro de la Raspberry Pi.

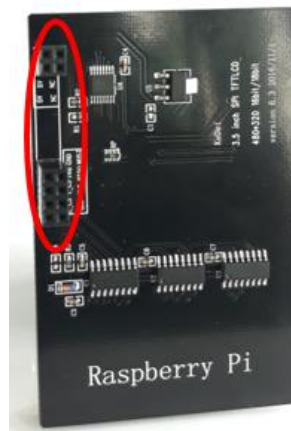
El proceso de conexión mostrado en la Figura I.20 se repite para el caso de cualquier periférico con tecnología USB que se necesite incorporar de forma adicional al sistema.



**Figura I.20** Conexión de periféricos USB en la Raspberry Pi.

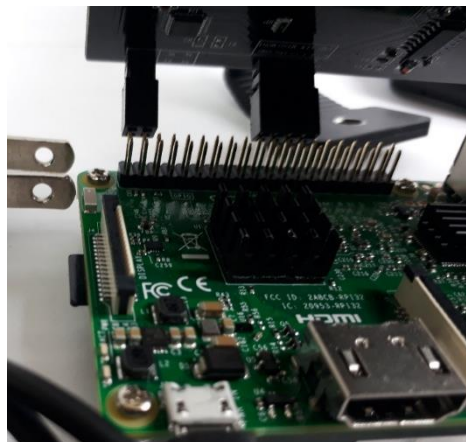
Para finalizar la conexión es necesario introducir en el sistema la pantalla LCD TFT que permitirá la visualización y navegación dentro del sistema incorporado a la Raspberry Pi.

En la Figura I.21 se muestra la parte posterior de este periférico, es necesario identificar los pines de conexión para ubicarlos correctamente en la tarjeta.



**Figura I.21** Parte posterior de la pantalla LCD-TFT con la ubicación de los pines para conexión.

Una vez localizados los pines posteriores de la pantalla, se procede a conectarlos en los pines de entradas y salidas de la Raspberry Pi, se debe tener precaución al momento de conectar la pantalla y posicionarla como se indica en la Figura I.22.



**Figura I.22** Conexión de la pantalla LCD-TFT a la Raspberry Pi.

El sistema operativo necesario para el funcionamiento de la Raspberry Pi, así como la aplicación para la adquisición de datos (archivo de video) para el monitor de frecuencia cardiaca no invasivo, que se incluyen en el paquete de distribución del monitor de frecuencia cardiaca no invasivo implementado, deben ser transferidos a la tarjeta MicroSD para hacer uso de ella como un disco de almacenamiento de arranque.

Esta tarjeta es introducida en la ranura para tarjetas de almacenamiento ubicada en la parte posterior de la Raspberry Pi como indica la Figura I.23.



**Figura I.23** Conexión de la tarjeta microSD a la Raspberry Pi.

El sistema remoto está ahora ensamblado en su totalidad, como se muestra claramente en la Figura I.24, basta conectar el cargador USB a la red de alimentación eléctrica y encender la Raspberry Pi utilizando el interruptor ubicado en el cable de alimentación, se puede comprobar su correcto arranque y funcionamiento, como indica la Figura I.25.



**Figura I.24** Dispositivo remoto para la adquisición de datos ensamblado.



**Figura I.25** Encendido y arranque del sistema de adquisición de datos.

#### ***b. Verificación de Conexión***

Una vez encendido el sistema de adquisición de datos, es necesario verificar que se encuentre conectado a la misma red inalámbrica que el computador central para efectuar

la comunicación entre ellos. Como se observa en la Figura I.26 la red seleccionada coincide con la mostrada en la Figura I.12.



**Figura I.26** Conexión a la red inalámbrica del sistema para adquisición de datos.

#### **I.4. CONSIDERACIONES PARA LA UBICACIÓN DEL DISPOSITIVO REMOTO**

Para la adquisición de cada video es necesario que el rostro de la persona se encuentre ubicado a 70 cm del dispositivo de video, además el usuario debe permanecer 10 segundos observando directamente la cámara, tal como se aprecia en la Figura I.27, esto facilita la detección y seguimiento de la zona de interés.

La toma del archivo de video debe ser en un ambiente interior e iluminado con luz artificial, es importante considerar que las variaciones de luminosidad provocan alteración en la medición, por lo que la luz natural no es recomendada. Finalmente, la parte posterior a la persona debe presentar colores claros.



**Figura I.27** Ubicación del usuario y el sistema para la adquisición del video.

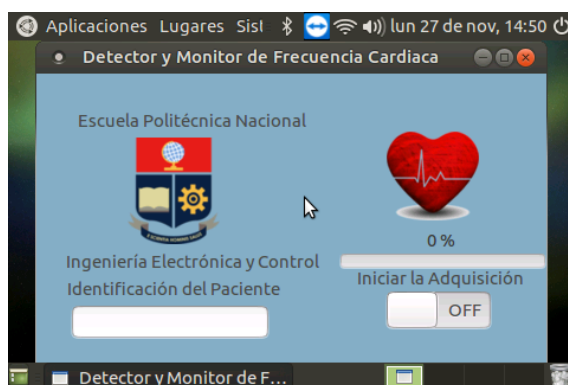
## I.5. ADQUISICIÓN DE DATOS

Para iniciar la adquisición del archivo de video se debe ubicar el icono de la aplicación “MONITOR DE FRECUENCIA CARDIACA”, en el escritorio de la Raspberry Pi e ingresar, como indica la Figura I.28.



**Figura I.28** Ubicación de la aplicación para el sistema de adquisición de datos.

Al abrirlo se desplegará la ventana principal con la interfaz para iniciar la adquisición del video, como muestra la Figura I.29, el interruptor ubicado en la parte inferior derecha inicia el sistema, siempre y cuando se ingrese el código del paciente en el campo editable de la sección inferior izquierda.

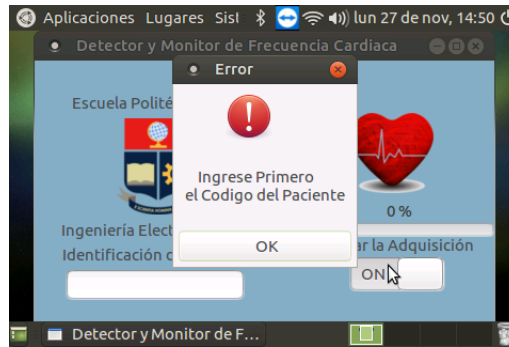


**Figura I.29** Interfaz para la adquisición de datos en el dispositivo remoto.

Este código corresponde a los 4 últimos dígitos de la cedula de identidad del participante, que serán ingresados en el software del computador central para su posterior procesamiento y visualización.

Si no se detecta este código en el campo editable de la interfaz, el sistema proporcionará un mensaje de error informativo, como se visualiza en la Figura I.30. y no permitirá el inicio de la adquisición hasta que este valor sea ingresado en la interfaz a través del teclado numérico.





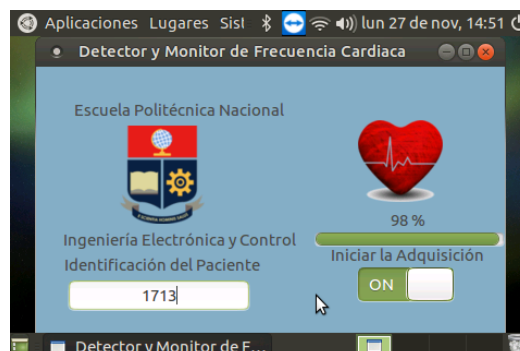
**Figura I.30** Mensaje de error para el erróneo o nulo ingreso para el código de participante.

Cuando se ingrese correctamente el código del participante, se deberá presionar o deslizar el interruptor para iniciar la adquisición, como indica la Figura I.31.



**Figura I.31** Sistema de adquisición de datos con el código de participante ingresado, esperando ser iniciado.

Durante el proceso se cuenta con una barra de progreso que informará de una manera visual el porcentaje de avance total, es decir la adquisición y envío del archivo de video hacia el computador central, como detalla la Figura I.32. Mientras la barra de progreso no esté completa no se deberá manipular el código de identificación del participante o el interruptor que da inicio al sistema, para evitar errores indeseados en la adquisición.



**Figura I.32** Ventana de visualización durante la adquisición de un archivo de video.



Una vez terminado el proceso de adquisición de datos por el dispositivo remoto, el sistema volverá a las condiciones indicadas en la Figura I.29, bajo las cuales se puede introducir un nuevo código de paciente e iniciar nuevamente el proceso.

## I.6. SOFTWARE DEL MONITOR DE FRECUENCIA CARDIACA

### a. Ingreso de Participantes

Una vez realizada la instalación del software en el computador central, se procede a dar doble clic sobre el icono del monitor de frecuencia cardiaca, para iniciarlo, se desplegará entonces una pantalla inicial tal como se muestra en la Figura I.33.



**Figura I.33** Pantalla principal interfaz para monitoreo de la frecuencia cardiaca.

Al presionar el botón “Nuevo Usuario”, nos permite ingresar a una nueva pantalla de la Figura I.34, donde es posible añadir los datos del participante, tales como nombres, apellidos, número de cédula, edad y género.

La imagen muestra la pantalla de ingreso de datos del usuario. El título es 'MONITOR DE FRECUENCIA CARDIACA'. Hay campos de texto para 'Nombres' (Ivan Xavier), 'Apellidos' (Aguas Pérez), 'Cedula' (1719852346) y 'Edad' (23). Para el 'Género', hay una casilla marcada para 'Masculino' y una no marcada para 'Femenino'. En la parte inferior, hay dos botones: 'Guardar' y 'Menu Principal'. A la derecha de los campos de texto, hay una imagen de una mujer médica sonriente sosteniendo un cuaderno.

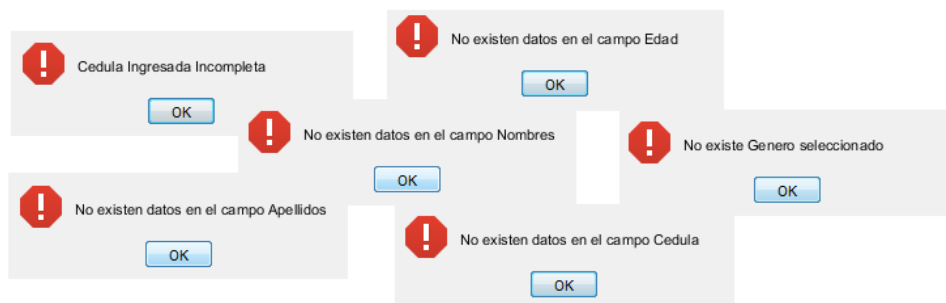
**Figura I.34** Pantalla para ingreso de los datos del usuario.

Una vez ingresados todos los datos antes mencionados se procede accionar el botón “Guardar”, si uno de los campos no fue llenado o presentó un error en la digitación, el programa permitirá visualizar de mensajes de error, tal como se muestra en la Figura I.35 y la Figura I.36.



The screenshot shows a web form titled "MONITOR DE FRECUENCIA CARDIACA". The form fields are: Nombres (Ivan Xavier), Apellidos (Aguas Pérez), Cedula (123), Edad (empty), and Género (Masculino selected, Femenino unselected). An error dialog box titled "Error" is displayed in the center, with the message "Cedula Ingresada Incompleta" and an "OK" button. At the bottom of the form are two buttons: "Guardar" and "Menu Principal". A female doctor in a white coat is visible on the right side of the form.

**Figura I.35** Ingreso incorrecto de datos.



**Figura I.36** Mensajes de error en la pantalla de ingreso de datos.

Una vez ingresada la información correctamente, ver Figura I.37, se creará y almacenará un archivo de Excel el cual tendrá por nombre los cuatro últimos dígitos de la cédula de la persona.

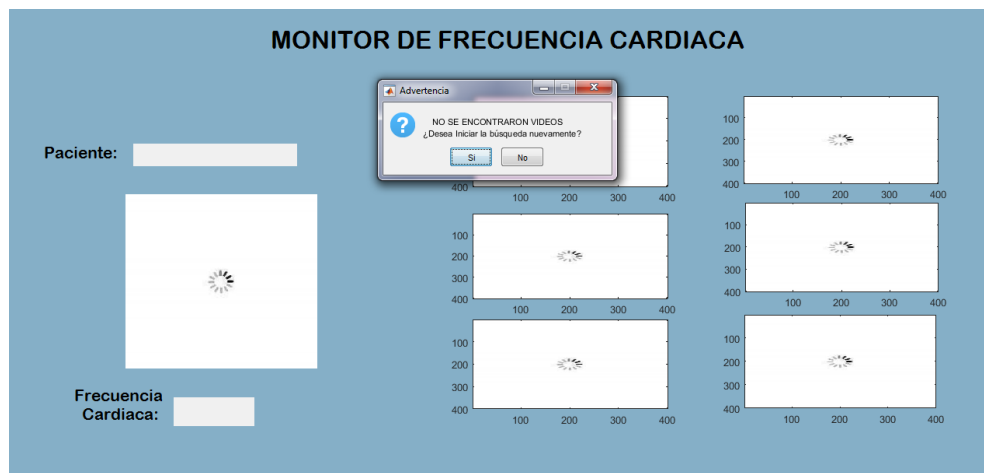


The screenshot shows the same web form as in Figure I.35, but with all fields filled: Nombres (Ivan Xavier), Apellidos (Aguas Pérez), Cedula (17198523), Edad (23), and Género (Masculino selected). An information dialog box titled "Información" is displayed in the center, with the message "Ingresando el Usuario al Sistema. ESPERE..." and a close button. At the bottom of the form are two buttons: "Guardar" and "Menu Principal". A female doctor in a white coat is visible on the right side of the form.

**Figura I.37** Datos ingresados correctamente

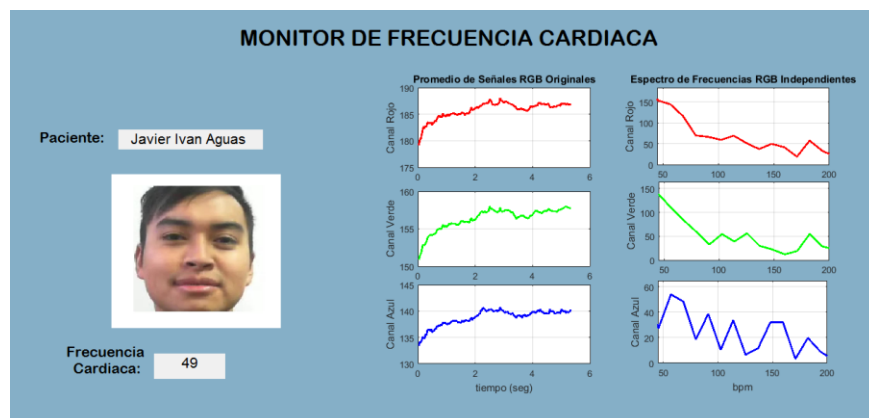
### ***b. Obtención de la frecuencia cardiaca***

Una vez ingresada la información personal del paciente es posible ejecutar la pantalla de inicio de mediciones (segundo botón de la pantalla principal), el sistema identifica si existe un video correspondiente a la persona en la cual se realizó la medición, esta acción es automática, es decir siempre se mantienen buscando videos, al no encontrarse archivos de video se muestra un mensaje para continuar la búsqueda, tal como se muestra en la Figura I.38.



**Figura I.38** Pantalla de procesamiento del archivo de video junto con el mensaje para reiniciar la búsqueda.

El resultado final del procesamiento del archivo de video se presenta en la Figura I.39, la cual muestra el nombre del usuario, su fotografía, el valor de la frecuencia cardiaca y los espectros de frecuencias de cada uno de los canales RGB. Esta pantalla muestra sus resultados durante cinco segundos, pasado este periodo la pantalla limpia sus campos para una nueva medición, este proceso permite que el sistema sea más rápido.



**Figura I.39** Resultados obtenidos en la pantalla de medición de frecuencia cardiaca.

### c. Visualización del historial de mediciones

El tercer botón de la pantalla principal permite observar el historial de las últimas mediciones realizadas por el usuario, es necesario ingresar el código del participante para obtener su información personal, fotografía y un listado de las tres últimas mediciones realizadas, las cuales se encuentran almacenadas en un archivo de Excel, esto se evidencia en la Figura I.40.

The diagram illustrates the process of viewing measurement history. It consists of two screenshots of the 'MONITOR DE FRECUENCIA CARDIACA' application, connected by a red arrow indicating a transition.

**Left Screenshot (Search Screen):**

- Title: MONITOR DE FRECUENCIA CARDIACA
- Search bar: Código: 7802, with a 'Buscar' button.
- Form fields for user information: Nombres, Apellidos, Cedula, Edad, and Género.
- Placeholder for a user photo.
- Section: ÚLTIMAS MEDICIONES
- Bottom right button: Menu Principal.

**Right Screenshot (User Profile and History Screen):**

- Title: MONITOR DE FRECUENCIA CARDIACA
- Search bar: Código: 7802, with a 'Buscar' button.
- User photo: A real photo of a man.
- User information fields: Nombres: Javier Ivan, Apellidos: Aguas, Cedula: 1701127802, Edad: 23, Género: Masculino.
- Section: ÚLTIMAS MEDICIONES
- Measurement history table:

25/09/2...	14hr47min	54
25/09/2...	14hr51min	54
25/09/2...	14hr52min	54

Bottom right button: Menu Principal.

**Figura I.40** Pantalla de historial de mediciones.

## ANEXO II.

### Mediciones realizadas

**Tabla II.1** Valores de frecuencia cardiaca, error obtenido, género y edad para un grupo de 22 personas utilizando el oxímetro de pulso y el sistema implementado.

Paciente	Oxímetro de Pulso	Monitor de Frecuencia cardiaca implementado	Error	Género	Edad
1	71	80	12,6760563	hombre	24
2	60	57	5	hombre	23
3	73	76	4,10958904	mujer	22
4	113	106	6,19469027	hombre	22
5	83	68	18,0722892	hombre	23
6	81	80	1,2345679	mujer	24
7	86	99	15,1162791	hombre	23
8	71	87	22,5352113	mujer	21
9	76	57	25	hombre	21
10	96	57	40,625	mujer	24
11	79	68	13,9240506	hombre	24
12	90	72	20	hombre	30
13	68	72	5,88235294	mujer	23
14	82	65	20,7317073	hombre	23
15	71	65	8,45070423	hombre	24
16	85	68	20	hombre	23
17	61	57	6,55737705	mujer	23
18	70	65	7,14285714	hombre	19
19	70	76	8,57142857	mujer	19
20	72	76	5,55555556	mujer	23
21	49	57	16,3265306	hombre	21
22	52	57	9,61538462	hombre	23

**Tabla II.2** Valores de frecuencia cardiaca, error obtenido, género y edad para un grupo de 62 personas utilizando el oxímetro de pulso y el sistema implementado.

<b>Paciente</b>	<b>Oxímetro de Pulso</b>	<b>Monitor de Frecuencia cardiaca implementado</b>	<b>Error</b>	<b>Género</b>	<b>Edad</b>
1	65	80	23,0769231	hombre	20
2	74	57	22,972973	hombre	21
3	56	80	42,8571429	hombre	22
4	71	61	14,084507	hombre	22
5	89	72	19,1011236	hombre	19
6	68	68	0	mujer	21
7	105	68	35,2380952	mujer	20
8	64	57	10,9375	hombre	20
9	72	65	9,72222222	hombre	19
10	73	72	1,36986301	hombre	20
11	85	57	32,9411765	hombre	23
12	111	57	48,6486486	hombre	23
13	91	95	4,3956044	hombre	19
14	73	61	16,4383562	hombre	29
15	104	61	41,3461538	mujer	20
16	66	61	7,57575758	hombre	20
17	73	65	10,9589041	hombre	20
18	106	61	42,4528302	hombre	22
19	66	65	1,51515152	hombre	21
20	56	65	16,0714286	hombre	21
21	81	65	19,7530864	hombre	20
22	88	65	26,1363636	hombre	19
23	71	80	12,6760563	hombre	20
24	87	118	35,6321839	hombre	20
25	61	57	6,55737705	hombre	24
26	91	61	32,967033	hombre	22
27	63	61	3,17460317	hombre	19

28	101	84	16,8316832	hombre	19
29	80	72	10	hombre	20
30	66	57	13,6363636	hombre	22
31	89	106	19,1011236	hombre	18
32	94	65	30,8510638	hombre	19
33	64	80	25	hombre	19
34	79	72	8,86075949	mujer	21
35	56	68	21,4285714	hombre	19
36	91	80	12,0879121	mujer	19
37	80	57	28,75	hombre	22
38	75	65	13,3333333	hombre	19
39	86	76	11,627907	hombre	19
40	72	84	16,6666667	mujer	20
41	105	72	31,4285714	hombre	20
42	67	80	19,4029851	hombre	19
43	72	103	43,0555556	hombre	21
44	83	57	31,3253012	hombre	19
45	77	57	25,974026	hombre	20
46	86	68	20,9302326	hombre	20
47	84	57	32,1428571	hombre	21
48	93	87	6,4516129	hombre	21
49	68	57	16,1764706	hombre	24
50	69	76	10,1449275	mujer	21
51	83	57	31,3253012	hombre	21
52	76	57	25	hombre	26
53	74	76	2,7027027	hombre	19
54	68	72	5,88235294	hombre	19
55	70	57	18,5714286	hombre	19
56	96	57	40,625	hombre	20
57	83	87	4,81927711	hombre	19
58	83	65	21,686747	hombre	19
59	63	57	9,52380952	hombre	19

60	67	110	64,1791045	hombre	21
61	83	65	21,686747	hombre	19
62	70	76	8,57142857	mujer	23

**Tabla II.3** Valores de frecuencia cardiaca, error obtenido, género y edad para un grupo de 62 personas utilizando el tensiómetro digital y el sistema implementado.

Paciente	Tensiómetro Digital	Monitor de Frecuencia cardiaca implementado	Error	Género	Edad
1	64	80	25	hombre	20
2	74	57	22,972973	hombre	21
3	51	80	56,8627451	hombre	22
4	55	61	10,9090909	hombre	22
5	93	72	22,5806452	hombre	19
6	67	68	1,49253731	mujer	21
7	75	68	9,33333333	mujer	20
8	64	57	10,9375	hombre	20
9	67	65	2,98507463	hombre	19
10	58	72	24,137931	hombre	20
11	75	57	24	hombre	23
12	71	57	19,7183099	hombre	23
13	89	95	6,74157303	hombre	19
14	76	61	19,7368421	hombre	29
15	76	61	19,7368421	mujer	20
16	64	61	4,6875	hombre	20
17	71	65	8,45070423	hombre	20
18	75	61	18,6666667	hombre	22
19	65	65	0	hombre	21
20	55	65	18,1818182	hombre	21
21	79	65	17,721519	hombre	20
22	78	65	16,6666667	hombre	19
23	69	80	15,942029	hombre	20



24	86	118	37,2093023	hombre	20
25	57	57	0	hombre	24
26	90	61	32,2222222	hombre	22
27	67	61	8,95522388	hombre	19
28	101	84	16,8316832	hombre	19
29	77	72	6,49350649	hombre	20
30	67	57	14,9253731	hombre	22
31	85	106	24,7058824	hombre	18
32	87	65	25,2873563	hombre	19
33	59	80	35,5932203	hombre	19
34	75	72	4	mujer	21
35	59	68	15,2542373	hombre	19
36	98	80	18,3673469	mujer	19
37	70	57	18,5714286	hombre	22
38	76	65	14,4736842	hombre	19
39	90	76	15,5555556	hombre	19
40	64	84	31,25	mujer	20
41	101	72	28,7128713	hombre	20
42	68	80	17,6470588	hombre	19
43	74	103	39,1891892	hombre	21
44	85	57	32,9411765	hombre	19
45	67	57	14,9253731	hombre	20
46	79	68	13,9240506	hombre	20
47	83	57	31,3253012	hombre	21
48	85	87	2,35294118	hombre	21
49	62	57	8,06451613	hombre	24
50	67	76	13,4328358	mujer	21
51	81	57	29,6296296	hombre	21
52	71	57	19,7183099	hombre	26
53	75	76	1,33333333	hombre	19
54	71	72	1,4084507	hombre	19
55	70	57	18,5714286	hombre	19

56	95	57	40	hombre	20
57	80	87	8,75	hombre	19
58	79	65	17,721519	hombre	19
59	62	57	8,06451613	hombre	19
60	62	110	77,4193548	hombre	21
61	80	65	18,75	hombre	19
62	67	76	13,4328358	mujer	23