



**Sistema de monitoreo de frecuencia respiratoria por medio de magnificación euleriana
de video**

Tufiño Cañas, Daniel Martin

Departamento de Eléctrica, Electrónica y telecomunicaciones

Carrera de Ingeniería en Electrónica, Automatización y Control

Trabajo de titulación, previo a la obtención del título de Ingeniero en Electrónica,
Automatización y Control

Dr. Aguilar Castillo, Wilbert Geovanny

30 de julio del 2021

Urkund Analysis Result

Analysed Document: tesis_urk.pdf (D110822963)
Submitted: 7/28/2021 5:53:00 PM
Submitted By: dmtufino@espe.edu.ec
Significance: 2 %

Sources included in the report:

DISEÑO DE UN SISTEMA DE MONITOREO DE SIGNOS VITALES CON ARDUINO.docx (D97892432)
<https://www.nasuwt.org.uk/advice/pay-pensions/pay-scales/england-pay-scales.html>
https://repositoriotec.tec.ac.cr/bitstream/handle/2238/10388/implementacion_prototipo_medicion_pulso_cardiaco_mediante_procesamiento_video_tarjeta_desarrollo_jetson_tx1.pdf?sequence=1&isAllowed=y

Instances where selected sources appear:

8



Firmado electrónicamente por:
WILBERT GEOVANNY
AGUILAR CASTILLO

Dr. Wilbert G Aguilar
Director de tesis



**DEPARTAMENTO DE ELÉCTRICA, ELECTRÓNICA Y
TELECOMUNICACIONES**

**CARRERA DE INGENIERÍA EN ELECTRÓNICA, AUTOMATIZACIÓN Y
CONTROL**

CERTIFICACIÓN

Certifico que el trabajo de titulación, “**Sistema de monitoreo de frecuencia respiratoria por medio de magnificación euleriana de video**” fue realizado por el señor **Tufiño Cañas, Daniel Martin** el cual ha sido revisado y analizado en su totalidad por la herramienta de verificación de similitud de contenido; por lo tanto cumple con los requisitos legales, teóricos, científicos, técnicos y metodológicos establecidos por la Universidad de las Fuerzas Armadas ESPE, razón por la cual me permito acreditar y autorizar para que lo sustente públicamente.

Sangolquí, 30 de julio del 2021

Firma:



Firmado electrónicamente por:
**WILBERT GEOVANNY
AGUILAR CASTILLO**

.....
Dr. Wilbert Geovanny Aguilar Castillo

C. C.: 070384469-6



**DEPARTAMENTO DE ELÉCTRICA, ELECTRÓNICA Y
TELECOMUNICACIONES**

**CARRERA DE INGENIERÍA EN ELECTRÓNICA, AUTOMATIZACIÓN Y
CONTROL**

RESPONSABILIDAD DE AUTORÍA

Yo, **Tufiño Cañas, Daniel Martín**, con cédula de ciudadanía n°1716824576, declaro que el contenido, ideas y criterios del trabajo de titulación: **Sistema de monitoreo de frecuencia respiratoria por medio de magnificación euleriana de video** es de mi autoría y responsabilidad, cumpliendo con los requisitos legales, teóricos, científicos, técnicos, y metodológicos establecidos por la Universidad de las Fuerzas Armadas ESPE, respetando los derechos intelectuales de terceros y referenciando las citas bibliográficas.

Sangolquí, 30 de julio del 2021

Firma

Tufiño Cañas, Daniel Martín

C.C.: 1716824576



**DEPARTAMENTO DE ELÉCTRICA, ELECTRÓNICA Y
TELECOMUNICACIONES**

**CARRERA DE INGENIERÍA EN ELECTRÓNICA, AUTOMATIZACIÓN Y
CONTROL**

AUTORIZACIÓN DE PUBLICACIÓN

Yo **Tufiño Cañas, Daniel Martin**, con cédula de ciudadanía n°1716824576, autorizo a la Universidad de las Fuerzas Armadas ESPE publicar el trabajo de titulación: **Sistema de monitoreo de frecuencia respiratoria por medio de magnificación euleriana de video** en el Repositorio Institucional, cuyo contenido, ideas y criterios son de mi responsabilidad.

Sangolquí, 30 de julio del 2021

Firma

Tufiño Cañas, Daniel Martin

C.C.: 1716824576

Dedicatoria

Quiero dedicar este trabajo a mis padres, Carmen y Paúl, que siempre estuvieron ahí para mí dándome su apoyo incondicional para poder cumplir mis objetivos, confiaron en mí sin nunca dudar de mis capacidades y además fueron y siguen siendo ejemplo e inspiración en mi vida.

Dedico también este trabajo a mi familia que con su infinito amor han sabido siempre valorar y celebrar mi esfuerzo y mis logros.

Finalmente dedico este trabajo a mis amigos más cercanos que con su ejemplo y amistad me empujan siempre hacia adelante.

Daniel Martin Tufiño Cañas

Agradecimiento

Agradezco a toda mi familia que siempre han sido un ejemplo de esfuerzo y superación y me impulsan a alcanzar todas mis metas. También son ellos quienes conforman mi hogar y en él el ambiente que me ha permitido desarrollarme correctamente en mis estudios.

Agradezco a mis amigos que han hecho de esta etapa de mi vida una perenne celebración, a ellos les debo el entretenimiento y las distracciones que son necesarias para un buen desempeño académico.

Agradezco a mis profesores que han logrado transmitir hacia mis sus conocimientos, haciendo si mayor esfuerzo para prepararme a mi y a muchos otros estudiantes para la vida laboral.

Finalmente agradezco a todas las personas que de alguna manera formaron parte de mi travesía por la vida universitaria y que con sus acciones y actitudes permitieron que llegue al lugar en el que me encuentro ahora.

Daniel Martin Tufiño Cañas

Índice de contenidos

| | |
|--|----|
| Dedicatoria | 2 |
| Agradecimiento | 3 |
| Índice de contenidos..... | 4 |
| Índice de figuras | 7 |
| Índice de tablas | 8 |
| Resumen..... | 10 |
| Palabras clave: | 10 |
| Abstract..... | 11 |
| Key words:..... | 11 |
| Introducción..... | 12 |
| Antecedentes..... | 12 |
| Justificación e importancia | 15 |
| Alcance del proyecto..... | 17 |
| Etapas para la realización del proyecto | 18 |
| Objetivos..... | 20 |
| Objetivo general | 20 |
| Objetivos específicos..... | 20 |
| Estado del arte | 21 |
| Métodos de contacto..... | 22 |
| Métodos sin contacto | 23 |
| Marco teórico..... | 25 |
| Signos vitales..... | 25 |
| Variables que afectan los signos vitales | 25 |
| Edad | 25 |
| Género..... | 26 |
| Actividad física..... | 26 |
| Emociones | 26 |
| Pulso arterial | 26 |
| Características del pulso arterial | 27 |
| Frecuencia | 27 |
| Ritmo..... | 27 |
| Volumen o amplitud..... | 28 |
| Elasticidad..... | 28 |

| | |
|---|----|
| Alteraciones del pulso arterial | 28 |
| Temperatura corporal | 29 |
| Alteraciones de la temperatura corporal..... | 29 |
| Presión arterial | 30 |
| Alteraciones de la presión arterial | 31 |
| Frecuencia respiratoria..... | 31 |
| Alteraciones de la frecuencia respiratoria | 32 |
| Bradipnea..... | 33 |
| Taquipnea | 33 |
| Apnea..... | 33 |
| Disnea..... | 33 |
| Tirajes | 33 |
| Ortopnea | 33 |
| Alteraciones del patrón y ritmo | 34 |
| Visión por computador | 34 |
| Iluminación | 35 |
| Procesos de la visión por computador | 36 |
| Captura..... | 37 |
| Preprocesamiento..... | 37 |
| Segmentación..... | 38 |
| Descripción..... | 38 |
| Reconocimiento | 38 |
| Interpretación..... | 39 |
| Aplicaciones de la visión por computador..... | 39 |
| Industria..... | 39 |
| Vigilancia y seguridad | 40 |
| Robótica | 40 |
| Interacción humano-computador..... | 40 |
| Automotriz | 41 |
| Medicina | 41 |
| Biometría..... | 42 |
| Magnificación euleriana de video | 42 |
| Método por aproximación lineal..... | 43 |
| Método basado en fase utilizando una pirámide directiva compleja..... | 44 |
| Método basado en fase rápida usando la pirámide de Riesz..... | 46 |

| | |
|--|-----|
| Optical Flow | 48 |
| Métodos | 50 |
| Métodos de flujo denso | 50 |
| Horn - Schunck | 50 |
| Farneback | 50 |
| Métodos de flujo escaso | 51 |
| Lucas – Kanade | 52 |
| Desarrollo | 53 |
| Circuito monitor de frecuencia respiratoria | 53 |
| Hardware | 56 |
| Software | 60 |
| Estimación de la frecuencia respiratoria mediante magnificación euleriana de video | 63 |
| Adquisición de video | 64 |
| Magnificación | 66 |
| Extracción de información del video | 70 |
| Pirámide laplaciana | 70 |
| Filtro temporal | 71 |
| Aplicación del filtro temporal y magnificación | 71 |
| Video de salida | 71 |
| Optical Flow | 72 |
| Estimación del flujo óptico | 74 |
| Análisis del flujo | 75 |
| Conteo de respiraciones | 77 |
| Interfaz | 78 |
| Funcionamiento | 80 |
| Resultados | 87 |
| Protocolo de pruebas | 87 |
| Resultados de las pruebas | 88 |
| Conclusiones | 97 |
| Recomendaciones | 99 |
| Referencias | 100 |

Índice de tablas

| | | |
|-----------------|--|----|
| Tabla 1 | Valores normales para el pulso arterial según la edad | 27 |
| Tabla 2 | Valores normales para la presión arterial según la edad | 30 |
| Tabla 3 | Valores normales para la frecuencia respiratoria según la edad..... | 32 |
| Tabla 4 | Procesos de la visión por computador..... | 37 |
| Tabla 5 | Comparación entre los tipos de magnificación euleriana de video..... | 48 |
| Tabla 6 | Comparación entre los tipos de flujo óptico | 52 |
| Tabla 7 | Resultados de las pruebas en posición frontal | 89 |
| Tabla 8 | Resultados de las pruebas en posición a 45 grados..... | 90 |
| Tabla 9 | Resultados de las pruebas en posición lateral..... | 91 |
| Tabla 10 | Precisión del algoritmo según la persona | 92 |
| Tabla 11 | Precisión del algoritmo según el tipo de luz..... | 94 |
| Tabla 12 | Precisión del algoritmo según la posición de la persona..... | 95 |
| Tabla 13 | Precisión del algoritmo frente a la precisión del circuito con termistor | 95 |

Índice de figuras

| | | |
|------------------|---|----|
| Figura 1 | Diagrama básico de funcionamiento del proyecto..... | 18 |
| Figura 2 | Diagrama de bloques del método por aproximación lineal | 43 |
| Figura 3 | Diagrama de bloques del método basado en fase con pirámide directiva compleja..... | 45 |
| Figura 4 | Diagrama de bloques del método basado en fase rápida con pirámide de Riesz | 47 |
| Figura 5 | Percepción de movimiento..... | 49 |
| Figura 6 | Pirámide de resoluciones de FarneBack..... | 51 |
| Figura 7 | Diagrama de bloques del hardware presentado el en trabajo “Design and development of real time respiratory rate monitor using non-invasive biosensor” | 54 |
| Figura 8 | Diagrama de bloques general del circuito | 55 |
| Figura 9 | Tarjeta de adquisición Arduino MEGA | 56 |
| Figura 10 | Etapa de sensado | 57 |
| Figura 11 | Filtro notch..... | 57 |
| Figura 12 | Divisor de tensión para generar la entrada de -2 voltios | 58 |
| Figura 13 | Etapa de diferenciación de las señales de entrada | 59 |
| Figura 14 | Etapa de amplificación..... | 59 |
| Figura 15 | Circuito implementado en protoboard | 60 |
| Figura 16 | Diagrama de flujo del algoritmo de estimación de frecuencia respiratoria para el Arduino MEGA..... | 61 |
| Figura 17 | Correspondencia de la pendiente de la curva con el ciclo respiratorio | 62 |
| Figura 18 | Etapas del algoritmo de estimación de la frecuencia respiratoria | 63 |
| Figura 19 | Cámara web FUJICAM 812H..... | 64 |
| Figura 20 | Comparación entre los tipos de flujo óptico..... | 65 |
| Figura 21 | Diagrama de funcionamiento del algoritmo de magnificación euleriana de video por aproximación lineal | 67 |
| Figura 22 | Diagrama de flujo de la función principal..... | 68 |
| Figura 23 | Diagrama de flujo de la función de magnificación euleriana..... | 69 |
| Figura 24 | Resultado de la magnificación euleriana de video | 72 |
| Figura 25 | Diagrama de flujo del algoritmo de Optical Flow | 73 |
| Figura 26 | Representación del flujo óptico dentro del video | 75 |
| Figura 27 | Diferenciación entre exhalación e inhalación | 76 |
| Figura 28 | Diagrama de flujo de la etapa de conteo de respiraciones..... | 77 |
| Figura 29 | Reconocimiento de los movimientos respiratorios | 78 |

| | |
|--|----|
| Figura 30 Interfaz del programa y sus componentes | 79 |
| Figura 31 Inicio del programa | 81 |
| Figura 32 Inicialización del programa..... | 82 |
| Figura 33 Programa inicializado..... | 82 |
| Figura 34 Visualización de la cámara | 83 |
| Figura 35 Después de capturar el video | 84 |
| Figura 36 Procesamiento del video..... | 85 |
| Figura 37 Presentación de resultados..... | 86 |
| Figura 38 Diferentes iluminaciones utilizadas en la etapa de pruebas | 87 |
| Figura 39 Diferentes posiciones utilizadas en la etapa de pruebas..... | 88 |
| Figura 40 Vectores de movimiento de la persona 1 en la etapa de pruebas | 93 |

Resumen

Este proyecto presenta un sistema que es capaz de detectar la frecuencia respiratoria de una persona sin la necesidad del contacto físico entre un sensor con el cuerpo o la presencia de personal de la salud especializado y esto lo realiza a través de la visión por computador empleando como método principal la magnificación euleriana de video que permite obtener, cuantificar y analizar cambios y/o movimientos dentro de un video que a los ojos humanos pueden resultar imperceptibles, esto en conjunto con técnicas de análisis de flujo óptico en video permiten estimar de manera eficiente la frecuencia respiratoria de una persona en reposo, este monitoreo es completamente no invasivo y permite que el signo vital sea monitoreado sin alteraciones por parte del paciente ya que la frecuencia respiratoria es una variable que puede ser controlada a voluntad y tiende a variar cuando la persona es consciente del monitoreo, el conocimiento de esta variable puede ayudar a identificar o prevenir enfermedades en el sistema cardiorrespiratorio de la persona así como ayudar a identificar patrones anormales en la frecuencia respiratoria como episodios de apnea además de ofrecer un monitoreo constante y de bajo costo donde el único dispositivo necesario para la medición es un dispositivo de adquisición de video.

Palabras clave:

- **FRECUENCIA RESPIRATORIA**
- **MAGNIFICACIÓN EULERIANA DE VIDEO**
- **FLUJO ÓPTICO**
- **MONITOREO**
- **SIGNOS VITALES**

Abstract

This project presents a system that is capable of detecting the respiratory rate of a person without the need for physical contact between a sensor with the body or the presence of specialized health personal and this is done through computer vision using as the main method the Eulerian video magnification that allows to obtain, quantify and analyze changes and / or movements within a video that may be imperceptible to human eyes, this in conjunction with video optical flow analysis techniques allow to efficiently estimate the respiratory rate of a resting person, this monitoring is completely non-invasive and allows the vital sign to be monitored without alterations by the patient since the respiratory rate is a variable that can be controlled at will and tends to vary when the person is aware of monitoring, knowing this variable can help identify or prevent diseases on the person's cardiorespiratory system as well as helping to identify abnormal patterns in respiratory rate such as apnea episodes as well as offering constant and low-cost monitoring where the only device necessary for measurement is a video acquisition device.

Key words:

- **RESPIRATORY RATE**
- **EULERIAN VIDEO MAGNIFICATION**
- **OPTICAL FLOW**
- **MONITORING**
- **VITAL SIGNS**

Introducción

Antecedentes

La visión artificial es uno de los campos de la ciencia que ha provocado gran interés durante los últimos años, esto se debe a que los sistemas desarrollados en base a visión artificial permiten procesar imágenes o videos de manera inmediata y Precisa. Uno de los principales objetivos de estos sistemas es proporcionar información que existe en la imagen o video, pero no puede ser percibida o procesada fácilmente por las personas (García S & Caranqui, 2015). Entre las aplicaciones más destacadas de la visión artificial se encuentra el desarrollo para vehículos autónomos (Salcedo, Aguilar, Cobeña, Pardo, & Zahira, 2018), análisis de siluetas y superficies para el control de calidad (Pérez Grassi & Puente León, 2006), detección de objetos (Calderón, Aguilar, & Merizalde, 2020) y/o movimientos (Aguilar W. G., y otros, 2017), seguimiento de trayectorias (Sobrado Malpartida & Tafour Sotedo, 2003) y otros varios procesamientos realizados sobre imágenes capturadas para ayudar en el campo de la medicina (Alvear Puertas, Rosero montalvo, Peluffo Ordóñez, & Pijal Rojas, 2017).

Dentro de la medicina la visión artificial es una herramienta ampliamente usada para el diagnóstico, trabajando con imágenes provenientes de procesos como ecografías, resonancias magnéticas, tomografías, radiografías, entre otros, permitiendo la detección de enfermedades en específico (García S & Caranqui, 2015), además tiene un papel importante dentro de la reconstrucción de imágenes 2D y 3D (Basantes, y otros, 2018) (Amaguaña, Collaguazo, Tituaña, & Aguilar, 2018) para la presentación de resultados dentro de equipos de adquisición (Pun, Gerig, & Ratib, 1994) (Ayache, 1995). Fuera del diagnóstico la visión artificial puede ser una herramienta de apoyo en intervenciones quirúrgicas que necesiten ser realizadas de manera remota (Mack, 2001) (Sánchez Martin, y otros, 2007).

Existen diferentes métodos para detectar la frecuencia respiratoria, este número disminuye si se requiere métodos que no requieran contacto con la piel, donde se pueden encontrar sistemas que implementan todo tipo de sensores, un ejemplo de esto es el uso de radares para detectar la respiración de una persona a través de obstáculos sólidos como paredes (Ivashov, Razevig, Sheyko, & Vasilyev, 2004). Pero son pocos los métodos que utilizan visión artificial para cumplir este propósito, la mayoría de los métodos que buscan este diagnóstico involucran cámaras para luego realizar un procesamiento de detección de movimiento (Frigola, Amat, & Pagés, 2002) o incluso el uso de cámaras acompañadas de sensores de presión que generan redundancia en la medida (Malakuti & Brnazan Albu, 2010).

La magnificación Euleriana de video permite identificar y maximizar cambios imperceptibles a la vista, dentro de un video, ya sea un movimiento diminuto o un cambio de tonalidad (Wu, y otros, 2012), además con un poco más de procesamiento se puede observar el video originalmente grabado, pero haciendo visibles los cambios antes mencionados dentro del mismo, permitiendo obtener información como la magnitud del movimiento o el tiempo en el que ocurre (Wadhwa, Rubinstein, Durand, & Freeman, Phase-Based Video Motion Processing, 2013).

El método de magnificación Euleriano de video sostiene su principio de funcionamiento en el procesamiento de movimiento basado en la fase de video (Wadhwa, y otros, 2017), que puede ser obtenido mediante diferentes algoritmos, entre los más utilizados se destacan la aproximación lineal (Kamble, Jagtap, Patil, & Bhurane, 2015), el uso de una pirámide compleja direccionable (Kamble, Jagtap, Patil, & Bhurane, 2015), la pirámide de Riesz (Kamble, Jagtap, Patil, & Bhurane, 2015) (Wadhwa, Rubinstein, Durand, & Freeman, Riesz Pyramids for Fast Phase-Based Video Magnification, 2014) y la magnificación Euleriana como tal (Kamble, Jagtap, Patil, &

Bhurane, 2015). Aplicados estos algoritmos se puede magnificar diferentes eventos encontrados dentro de un video, los procesos más comunes son los de magnificación de movimiento y magnificación de color (Liu, Torralba, Freeman, Durand, & Adelson, 2005), entendiéndose este último como la magnificación del cambio de color de un objeto. Esto abre las puertas a distintos campos de conocimiento donde la magnificación Euleriana puede ser aplicada, como son la medicina, biología, ingeniería mecánica e ingeniería civil (Wadhwa, y otros, 2017).

La detección de signos vitales a través de procesamiento digital aplicado a una grabación de video de una persona, es un proceso que ha captado el interés de varios investigadores debido a la comodidad y versatilidad que puede brindar al paciente, este principio se ha aplicado con diferentes métodos como el análisis de componentes principales (PCA) (Li, Yadollahi, & Taati, 2014), magnificación de movimiento basado en fase o magnificación euleriana lineal de movimiento (Ordóñez, Cabo, Menéndez, & Bello, 2018), demostrando que el perfeccionamiento y correcta aplicación de estas técnicas puede llevar a una estimación adecuada de los signos vitales (Ordóñez, Cabo, Menéndez, & Bello, 2018). Existen también estudios que demuestran que los métodos mencionados anteriormente pueden ser ajustados para trabajar con cámaras con visión nocturna (He, Goubran, & Knoefel, 2017).

En este proyecto de investigación se propone el desarrollo de un algoritmo que utilice el procesamiento de movimiento basado en fase (magnificación Euleriana), en conjunto con el uso de una cámara digital para la adquisición de un video y posterior identificación y magnificación de movimientos imperceptibles a la vista (Liu, Torralba, Freeman, Durand, & Adelson, 2005), que permitan estimar signos vitales del usuario, específicamente hablando de la frecuencia respiratoria.

Justificación e importancia

Durante muchos años la manera más eficiente de obtener un diagnóstico sobre la salud del paciente u obtener señales provenientes de su cuerpo para posteriores tratamientos, se realizaba por medio de métodos completamente invasivos, métodos que además de generar riesgo por la penetración de instrumentos dentro del cuerpo del paciente, generaba un comprensible malestar e incomodidad, es por esto que a medida que pasa el tiempo los dispositivos de apoyo médico, a menos de ser necesaria una aplicación invasiva, se han encaminado a una fabricación lo menos invasiva posible a tal punto que medidas como la temperatura, que antes necesitaba que el paciente insertara un termómetro en su boca u otros orificios, ahora puede ser obtenida tan solo colocando un instrumento óptico a pocos centímetros de la piel del paciente.

La frecuencia respiratoria es considerada uno de los signos vitales de una persona, los cuales son cuantificaciones de acciones fisiológicas que ayudan a determinar el estado de salud del paciente, presentándose con normalidad cuando el paciente se encuentra saludable o presentando anomalías específicas que van a depender de la patología que sufre (Villegas Gonzáles, Villegas Arenas, & Villegas Gonzáles, 2012).

La frecuencia respiratoria puede variar de manera consciente, si la persona decide acelerarla o disminuirla, o de manera inconsciente ya sea por actividad física realizada por la persona o a causa de una enfermedad. Entre los principales cambios que se pueden diagnosticar esta la bradipnea como la disminución excesiva del ritmo respiratorio; la taquipnea como el aumento de las respiraciones por minuto, cuando este incremento no es producido por la acción física del sujeto; y la apnea como la ausencia de movimientos respiratorios que más comúnmente se produce en estado de sueño (Villegas Gonzáles, Villegas Arenas, & Villegas Gonzáles, 2012).

Entre las enfermedades que tiene como sintomatología principal cambios en la frecuencia respiratoria se pueden encontrar lesiones estructurales, trastornos neurodegenerativos y trastornos del desarrollo. En el primer grupo se encuentran patologías como tumores de tronco que pueden presentarse con hiperventilaciones que desaparecerán después de su resección, para el segundo grupo se tienen enfermedades como la atrofia multisistémica y el daño en las zonas quimiosensitivas, ambas presentaran una frecuencia respiratoria elevada como principal sintomatología (Noguéz & Benarroch, 2011). Los cambios en la frecuencia respiratoria también pueden ser síntomas iniciales de la esclerosis tuberosa, así como frecuencias respiratorias superiores a los 24 rpm puede predecir un fallo de destete en pacientes con ventilación mecánica (Santos Lima, 2013) y en jóvenes y niños existe relación entre la fiebre y la taquipnea (Gómez L, y otros, 2013).

Por otro lado, existe un problema poco común pero bastante preocupante, conocido como SMSL o síndrome de muerte súbita del lactante, esta es la causa más frecuente de mortalidad infantil para niños dentro de los primeros 12 meses de vida en países desarrollados (Avalos González, Limonta, Mariño Membribes, & Hernández Valdéz, 2009), registrándose aproximadamente 0.56 fallecidos por cada mil niños vivos en Estados Unidos, cifra que oscila entre 0.2 y 0.8 fallecidos por cada mil niños vivos para países latinoamericanos (Munkel Ramírez, Durón González, & Bolaños Morera, 2018). Sin embargo, lo más preocupante de este problema no es la frecuencia con la que ocurre si no la incertidumbre sobre la razón que lo ocasiona, ya que, si bien se han planteado teorías que involucran la posición para dormir, una alta temperatura, ropa ajustada (Avalos González, Limonta, Mariño Membribes, & Hernández Valdéz, 2009), infecciones, inflamaciones (Goldwater, 2004), e incluso problemas cardíacos para

explicarlo (Maturri, Ottaviani, Ramos, & Rossi, 2000), ninguna de estas razones puede considerarse una explicación definitiva a este problema.

Motivo por el cual desde hace algunos años se decidió que la solución para contrarrestar problemas respiratorios en el sueño de una persona es el monitoreo del sueño de la misma y una acción rápida ante cualquier eventualidad. Existen equipos y dispositivos para obtener algunos indicadores vitales en bebés (Scanlon, 1996), pero estos involucran equipos que deben sujetarse al niño o cubrirlo parcialmente lo cual resulta molesto y en casos priva al bebé del descanso (Buschmann, 1993).

Este proyecto se justifica en la necesidad de monitorear parámetros fisiológicos de una persona, en este caso frecuencia respiratoria, con un método no invasivo que evite alterar la medida o causar molestia o incomodidad sobre la persona.

Alcance del proyecto

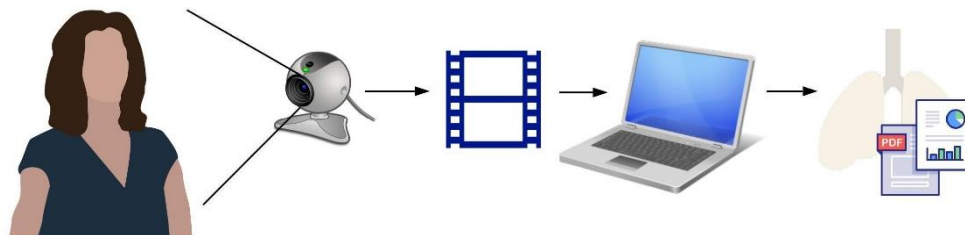
El presente proyecto de investigación tiene como objetivo el desarrollo de un sistema que, tras la obtención de un video de una persona por medio de una cámara digital, realice sobre el mismo, el reconocimiento y magnificación del movimiento del pecho causado por la respiración. Esta información que corresponde a la frecuencia respiratoria del sujeto será presentada en una interfaz de computadora que permita reconocer fácilmente cambios o anomalías en la respiración de la persona.

Para la adquisición del video se requiere el uso de una cámara RGB que proporcione una resolución mínima de 720p (1280x720), los estudios realizados posteriormente en magnificación Euleriana de video aseguran que mientras más pixeles se tenga mejor será la señal que se puede extraer para el análisis (Wu, y otros, 2012). La iluminación necesaria es la máxima posible, ya sea natural o artificial, debe garantizar la diferenciación de colores, sombras y siluetas dentro del video.

A razón de limitar y posteriormente analizar los resultados obtenidos mediante el sistema propuesto se determinó que la población sobre la que se va a trabajar serán adultos entre los 20 y 55 años para los cuales el valor de la frecuencia respiratoria normal se encuentra entre los 15 a 20 ciclos por minuto (Villegas Gonzáles, Villegas Arenas, & Villegas Gonzáles, 2012). Adicionalmente el video se deberá grabar con la persona en reposo.

Figura 1

Diagrama básico de funcionamiento del proyecto



Nota. Muestra en un diagrama simple el procedimiento del proyecto desde la captura del video hasta la presentación de los datos analizados.

Etapas para la realización del proyecto

En primer lugar, se debe realizar la búsqueda bibliográfica de técnicas y algoritmos utilizados para el procesamiento en video de movimiento basado en fase, esto incluye la revisión de trabajos realizados sobre la misma problemática, la detección de la frecuencia respiratoria mediante magnificación euleriana de video, que den a conocer las limitaciones y parámetros a considerar de este método (Alam, Singh, & Abeyratne, 2017) así como el proceso más eficiente para realizar esta tarea (Alinovi, Cattani, Ferrari, Pisani, & Raheli, 2015). Esto con el fin de obtener una base sólida para la realización del proyecto.

Posteriormente se estudiará el algoritmo sobre magnificación Euleriana de video publicado por el MIT (Durand & Freeman, 2015) para ser utilizado como código base, mismo que será adaptado y optimizado para estimar la frecuencia respiratoria de una persona dentro de un video, permitiendo la clara visualización de este movimiento, así como la información sobre este proceso.

Una vez desarrollado el código se diseñará una interfaz de computadora que permita un uso intuitivo del sistema para el monitoreo de los signos vitales especificados.

La fase final consiste en la etapa de pruebas de funcionamiento donde los resultados arrojados por el dispositivo serán comparados con los obtenidos por otro dispositivo que proporcione una medida confiable. Para generar la medida de referencia con la que se compararán los resultados se diseñará e implementará un termistor nasal de bajo costo capaz de medir la frecuencia respiratoria en base al cambio de temperatura del aire respirado como se detalla en el trabajo "Design and development of real time respiratory rate monitor using non-invasive biosensor" (Rao & Sudarshan, 2015).

Para el protocolo de pruebas la cámara deberá ser situada a una distancia del sujeto la cual permita que el área de interés (el pecho) ocupe casi la totalidad o gran parte del frame, esto permite extraer una mejor señal para el procesamiento (Durand & Freeman, 2015). Cada sujeto de prueba será grabado en una posición de reposo durante un minuto, este proceso se repetirá cambiando la indumentaria del sujeto con diferentes prendas que puedan alterar la estimación de la frecuencia respiratoria. Una vez obtenido el video el sistema utiliza métodos basados en magnificación Euleriana para obtener la información requerida.

Objetivos

Objetivo general

Desarrollar un sistema que mediante magnificación Euleriana de video permita estimar, sobre un video grabado con una cámara digital, la frecuencia respiratoria de una persona para posteriormente reflejar estos resultados en una interfaz de computadora.

Objetivos específicos

- Estudiar el estado del arte en el tema de visión artificial en la medicina para obtener conocimiento de los trabajos realizados en el área de la magnificación Euleriana con aplicaciones médicas.
- Estudiar el algoritmo publicado por el MIT [34], modificarlo y optimizarlo de manera que permita el procesamiento de movimiento basado en fase para la obtención de magnificación de movimiento dentro del video.
- Diseñar una interfaz de computadora que sea intuitiva para el usuario permitiéndole el monitoreo de su frecuencia respiratoria.
- Validar el funcionamiento comparando los resultados obtenidos con los arrojados por el termistor nasal para verificar la exactitud del dispositivo y calcular el error de su medida.
- Interpretar los resultados comparándolos con los valores basales de la frecuencia respiratoria para determinar si existen anomalías en el proceso respiratorio de la persona.

Estado del arte

Al ser la frecuencia respiratoria uno de los signos vitales del cuerpo humano su medición y monitoreo es un proceso importante al momento de identificar y prevenir enfermedades o condiciones que atenten contra la integridad del sistema cardiorrespiratorio, es por esto que los métodos utilizados para adquirir esta variable han ido cambiando con el pasar de los años.

Durante mucho tiempo los métodos de monitoreo de este y todos los signos vitales estuvieron basados en sistemas y sensores que debían estar conectados al cuerpo o incluso dentro del mismo, gracias a la tecnología estos métodos han ido migrando hacia el funcionamiento remoto (Hurtado Otálora, 2020).

En la actualidad las técnicas más comunes para monitorear la frecuencia respiratoria utilizan espirometría y capnografía las cuales utilizan dispositivos electrónicos que representan una experiencia incómoda para los pacientes y perturban la respiración natural por lo que se consideran no adecuados para aplicaciones continuas y a largo plazo (Jiménez Pallares, 2020).

Por otro lado, para monitorizaciones respiratorias constantes existen varias propuestas con tecnología basada en sensores como el acelerómetro (Segarra, Caballeros, Aguilar, Samà, & Rodríguez-Martín, 2019) (Grijalva, Cueva, Ramírez, & G, 2019) y se utiliza para derivar la frecuencia respiratoria basada en los movimientos de la caja torácica, también existen aquellas que miden las variaciones de capacidad eléctrica entre dos conductores integrados usando una prenda elástica para obtener los patrones respiratorios (Jiménez Pallares, 2020).

Otras formas de determinar la frecuencia respiratoria utilizan dispositivos como radares y termistores, sin embargo, dichos artefactos han resultado inconvenientes

debido a su ubicación en lugares incómodos que disminuyen su precisión o hacen difícil su mantenimiento lo que afecta también su vida útil (Carrasco Sosa, Gaitán González, González Camarena, Yáñez Suárez, & Ríos Amezcua, 2001).

Métodos de contacto

Estos métodos de monitoreo generalmente están basados en la medición de sonido, flujo de aire, movimientos pectorales o abdominales, emisiones de CO₂ y/o SpO₂ y derivaciones de otras señales biomédicas como el electrocardiograma (AL-Khalidi, Saatchi, Burke, Elphick, & Tan, 2011).

El sonido de una respiración puede ser capturado por un micrófono colocado cerca de las fosas nasales para luego aplicársele un análisis de frecuencia y volumen para así detectar la frecuencia respiratoria (Shneerson, 2005), también se desarrollaron dispositivos que usan micrófonos miniaturas sobre la zona del cuello para así detectar la acústica de la respiración (Corbishley & Rodríguez-Villegas, 2008), estos métodos acústicos han sido utilizados para identificar apneas en infantes pero tienden a fallar en presencia de llanto, ronquidos, tos, entre otros sonidos naturales (Werthammer, Krasner, DiBenedetto, & Stark, 1983).

El flujo de aire generalmente es medido a través de la temperatura ya que el aire exhalado es más caliente, más húmedo y contiene más CO₂ que el aire inhalado, esto crea la necesidad de tener el sensor muy cerca o incluso dentro de las fosas nasales y el uso de un dispositivo que sea capaz de recolectar el aire exhalado (Folke, Cernerud, Ekstorm, & Hok, 2003), el problema es que estos dispositivos de recolección pueden llegar a ser bastante molestos para la persona e incluso afectan la actividad respiratoria aumentando el volumen de aire respirado y la emisión de CO₂ (Perez & Tobin, 1985).

Otro eficiente método para la medición del flujo de aire en una respiración es el uso de un transductor de presión ya que este sensor basa su mediad en el volumen exacto de aire respirado y puede usarse vía nasa, vía oral o con el uso de una mascarilla (Lee-Chiong, 2006).

Se diseñaron sistemas capaces de detectar el flujo de aire inhalado y exhalado en base a sensores de CO₂ los cuales ofrecieron un desempeño bastante aceptable, sin embargo, el hallazgo más notable de este estudio fue la diferencia que marca en el desempeño del sensor el diseño del dispositivo recolector de flujo (Folke, Granstedt, Hok, & Scheer, 2002).

Métodos sin contacto

Uno de los primeros métodos documentados de monitoreo remoto de la frecuencia respiratoria fue diseñado por EF. Greneker, un sistema llamado “Monitor radar de signos vitales” o RVSM por sus siglas en inglés, este dispositivo se diseñó con el objetivo de detectar los movimientos respiratorios de atletas a distancias de hasta 10 metros, el problema que presentaba era su sensibilidad a los movimientos de otros objetos (Greneker, 1997).

Los primeros sistemas de monitoreo de frecuencia respiratoria basados en visión necesitaban de más de un dispositivo para realizar la tarea, Y. Takemura y H. Aoki desarrollaron un sistema que por un lado proyectaba una matriz con luz infrarrojo sobre el cuerpo del paciente y a su vez capturaba la imagen con una cámara capaz de detectar esa luz, cuando se presentaban los movimientos respiratorios los puntos de la matriz se acercaban o alejaban y este movimiento de puntos se analizaba para determinar la respiración (Aoki, Y, Mimura, & Nakajima, 2001).

Otro métodos que empezaron a explorarse fueron aquellos que utilizaban sensores de temperatura que no necesitan del contacto con la persona para funcionar (Hsu & Chow, 2005), muchos de estos estudios utilizaron cámaras térmicas para posteriormente analizar los cambios de temperatura cerca de las fosas nasales, de igual manera que un sensor de temperatura común esto permite determinar la frecuencia respiratoria (Saatchi, AL-Khalidi, Bruke, & Elphick, 2009).

El procesamiento se vuelve cada vez más robusto con el pasar del tiempo y con esto las posibilidades expanden, Z. Zhu y J. Fei desarrollan en el 2005 un sistema que estima la frecuencia respiratoria en base a los movimientos del rostro de la persona, esto con un entrenamiento previo de imágenes seleccionadas manualmente (Zhu, Fei, & Pavlidis, 2005).

En el 2017 se diseñó un sistema que graba la escena con una cámara infrarroja de visión nocturna para después aplicar al video la magnificación euleriana de video para detectar la frecuencia cardíaca y respiratoria de una persona en condiciones de luz baja y extrema oscuridad (He, Goubran, & Knoefel, 2017).

Marco teórico

Signos vitales

Los signos vitales son una serie de variables, señales o parámetros que presenta el cuerpo humano con vida y permiten vislumbrar funciones básicas del organismo (Báez Camacho & Ariza Carvajal, 1996), la organización panamericana de la salud detalla los signos vitales como: frecuencia cardíaca, respiración, temperatura y presión arterial (Chacon Baltazar, Choque Campero, Choquecallata Mamani, & Choquecallata, 2010).

Variables que afectan los signos vitales

Estas variables han sido parametrizadas para estandarizar las condiciones basales de una persona sin embargo la mediada siempre será diferente ya que se trata de individuos diferentes y existe una serie de variables que modificarán los signos vitales directamente (Penagos, Salazar, & Vera, 2005).

Edad

Los signos vitales pueden evidenciarse desde que la persona nace hasta su deceso y los años de vida generan cambios notables en la mayoría de ellos, la frecuencia cardíaca es mayor en los infantes y disminuye en adultos donde a la frecuencia cardíaca le toma más tiempo el acelerar durante la actividad física y el disminuir durante el reposo (Cobo, 2011), la presión sanguínea aumenta con la edad debido a la pérdida de elasticidad de los vasos sanguíneos, la frecuencia respiratoria disminuye para las personas más adultas y la temperatura corporal se vuelve difícil de controlar en edades avanzadas (Almeida, Almeida, & Forti, 2007).

Género

Después de la pubertad la frecuencia cardíaca y respiratoria de las mujeres es mayor a la de los hombres en el mismo rango de edades, durante la adultez la presión arterial es más alta en hombres que en mujeres, sin embargo, esta relación se invierte al superar los 50 años (Villegas Gonzáles, Villegas Arenas, & Villegas Gonzáles, 2012).

Actividad física

El mantener una actividad física constante hace que el cuerpo se encuentre en un estado de bradicardia debido a la fuerza de contracción del corazón, esta actividad muscular genera un aumento en el pulso cardíaco, la temperatura y la frecuencia respiratoria (Molinari, Quadrelli, Tabaj, Salvado, & Chertcoff, 2009).

Emociones

Algunas emociones como el miedo, ansiedad, entusiasmo e incluso el estrés pueden llegar a estimular el sistema nervios simpático donde se genera adrenalina y noradrenalina lo que resulta en un aumento en el metabolismo y con esto la temperatura, pulso cardíaco y la frecuencia respiratoria, en algunos casos llegando a provocar hipertensión arterial (Arbour & Gélinas, 2010).

Pulso arterial

Se conoce como pulso arterial a la onda pulsante de la sangre, esta señal se origina por la contracción del ventrículo izquierdo del corazón lo que provoca la expansión y contracción de las arterias y por consiguiente el bombeo de la sangre a través del cuerpo, es también identificado como el latido cardíaco y representa la adaptación de las arterias e información sobre el funcionamiento de la válvula aórtica,

esta variable puede detectarse con el tacto en cualquier zona donde una arteria pueda ser comprimida contra una superficie ósea (Jaramillo & Agudelo, 2010).

Tabla 1

Valores normales para el pulso arterial según la edad

| Edad | Pulsaciones por minuto |
|---------------|------------------------|
| 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 |

Nota. recuperado de “Archivos de medicina” (Col). Copyright 2012 por Villegas Gonzáles, Juliana; Villegas Arenas, Oscar; Villegas Gonzáles, Valentina.

Características del pulso arterial

Frecuencia

Número de pulsaciones arteriales realizadas durante un minuto (Jaramillo & Agudelo, 2010).

Ritmo

La combinación de pulsos regulares, pausas y latidos adicionales que reflejan las contracciones ventriculares o auriculares (Jaramillo & Agudelo, 2010).

Volumen o amplitud

La fuerza con que es bombeada la sangre en cada latido, esta corresponde con la presión diferencial del pulso (Evans, Hodgkinson, & Berry, 2001).

Elasticidad

Capacidad de la pared arterial para deformarse o expandirse ante el flujo de sangre u onda pulsante (Harriesa, Zachariah, Kapurd, Jahne, & Enarsona, 2009).

Alteraciones del pulso arterial

Las características del pulso arterial se encuentran parametrizadas para definir los valores basales de este signo vital en una persona, por esta razón las alteraciones de dichas variables se consideran anomalías en el pulso arterial y muchos de estos cambios se encuentran directamente relacionados con malfuncionamientos dentro del cuerpo y las enfermedades que los provocan.

Si el pulso cardíaco se eleva por encima de los valores basales se le denomina taquicardia donde se encuentra la taquicardia sinusal que no sobrepasa los 160 latidos por minuto y está relacionada directamente con la excitación del sistema simpático y la taquicardia paroxística que supera los 160 latidos por minuto y se manifiesta con dolor, palpitaciones y angustia. Por otro lado, la disminución del pulso cardíaco se denomina bradicardia donde existe la bradicardia sinusal que se caracteriza por pulsaciones que oscilan entre 40 a 60 latidos por minuto y la bradicardia por bloqueo auriculo-ventricular completo donde los latidos pueden llegar a oscilar entre los 30 y 35 latidos por minuto esto debido a un retraso o impedimento de la despolarización en el corazón (Villegas Gonzáles, Villegas Arenas, & Villegas Gonzáles, 2012).

Las alteraciones del pulso arterial pueden también presentarse de diferentes formas como pulsaciones amplias y separadas, pulso alternante, débil o filiforme, todos estos comportamientos representan alteraciones diferentes como hipertensión, insuficiencia aórtica, lesiones en la fibra cardíaca, deshidratación, hemorragia, shock o estado agónico (Argente & Álvarez, 2005).

Temperatura corporal

Se define a la temperatura corporal como el equilibrio entre el calor generado (termogénesis) y el calor perdido (termólisis) por el cuerpo humano, la temperatura corporal se controla desde el hipotálamo, si esta se eleva demasiado el organismo activa mecanismos de vasodilatación como la sudoración y la hiperventilación para promover la pérdida de calor, por otro lado si la temperatura disminuye se aumenta el metabolismo y se producen contracciones espasmódicas para retener el calor (Penagos, Salazar, & Vera, 2005) (Mazzei & Rozman, 1978).

La temperatura corporal normal se encuentra entre los 36.5°C o los 37.2°C, se considera alteraciones si el valor medido sobrepasa está fuera de estos límites (Villegas Gonzáles, Villegas Arenas, & Villegas Gonzáles, 2012).

Alteraciones de la temperatura corporal

Si la temperatura corporal se eleva por encima de los 37.7°C es considerado fiebre, pirexia o hipertermia normalmente esta elevación en la temperatura es acompañada por malestar general y escalofríos indicando que existe algún proceso anormal en el cuerpo, la temperatura de la fiebre no siempre proporcional con la gravedad de la enfermedad (Villegas Gonzáles, Villegas Arenas, & Villegas Gonzáles, 2012).

Cuando la temperatura disminuye por debajo de los 35°C se denomina hipotermia y sucede cuando el cuerpo pierde más calor del que puede producir para mantener en equilibrio la temperatura corporal, la hipotermia puede venir acompañada por somnolencia, confusión, debilidad, pérdida de la coordinación, disminución del ritmo respiratorio, piel pálida y temblores incontrolables, si la temperatura continúa descendiendo la persona pierde la habilidad para pensar y moverse, el temblor cesa en temperaturas extremadamente bajas y puede terminar en la muerte de la persona debido a un infarto agudo de miocardio (Almeida, Almeida, & Forti, 2007).

Presión arterial

Se conoce como presión arterial a la fuerza ejerce la sangre contra las paredes arteriales al ser impulsada por el corazón hacia los vasos sanguíneos, al mismo tiempo las paredes arteriales ejercen una resistencia opuesta proporcional conocida como tensión arterial, la presión arterial refleja la elasticidad de las paredes arteriales y el volumen de sangre eyectado, esta variable se mide en milímetros de mercurio (Jaramillo & Agudelo, 2010).

Tabla 2

Valores normales para la presión arterial según la edad

| Edad | Presión sistólica (mmHg) | Presión diastólica (mmHg) |
|----------|--------------------------|---------------------------|
| Lactante | 60 – 90 | 30 – 62 |
| 2 año | 78 – 112 | 48 – 78 |
| 8 años | 85 – 114 | 52 – 85 |
| 12 años | 95 – 135 | 58 – 88 |
| Adulto | 100 – 140 | 60 – 90 |

Nota. recuperado de Control de signos vitales. Copyright 2005 por Penagos, Sandra P., Salazar, Luz Dary, Vera, Fanny E.

Alteraciones de la presión arterial

Los niveles de presión sistólica y diastólica pertenecen a categorías distintas, razón por la cual las alteraciones de presión arterial obedecen a la presión que presente el mayor cambio respecto a los valores normales, además se necesita realizar varias mediciones de la presión arterial para determinar si una persona presenta realmente una alteración de esta variable.

La elevación de la presión vascular sanguínea por sobre los valores normales es conocida como hipertensión arterial se considera de esta manera cuando la presión sistólica supera los 140 mmHg o con una presión diastólica superior a los 100 mmHg. Si la presión arterial disminuye se le conoce como hipotensión arterial y está es considerada para presiones sistólicas por debajo de los 100 mmHg y presiones diastólicas menores a 50 mmHg (Naccarato, y otros, 2012).

Frecuencia respiratoria

El ciclo respiratorio es el proceso mediante el cual se ingresa oxígeno al cuerpo y se expulsa anhídrido carbónico, para completar un ciclo debe existir una etapa de inspiración (inhalación) en la que el aire ingresa en el cuerpo y una etapa de espiración (exhalación) donde se expulsa el aire del organismo. La frecuencia respiratoria es el número de respiraciones que la persona realiza durante un minuto.

Durante la respiración el organismo toma oxígeno del aire y lo lleva hasta los alveolos para después expulsar el anhídrido carbónico, este proceso empieza con la contracción del diafragma y los músculos intercostales que dan paso a la inspiración y termina con la espiración que depende de la elasticidad pulmonar. La respiración a

diferencia del resto de los signos vitales puede ser controlada a voluntad, cuando e involuntaria es controlada por el bulbo raquídeo (Cretikos, y otros, 2008).

En adultos la frecuencia respiratoria normal en reposo se considera de 15 a las 20 revoluciones por minuto, por encima o debajo de estos valores es considerado una anomalía.

Tabla 3

Valores normales para la frecuencia respiratoria según la edad

| Edad | Respiraciones por minuto |
|---------------|--------------------------|
| Recién nacido | 30 – 40 |
| Primer año | 26 – 30 |
| Segundo año | 25 |
| Tercer año | 25 |
| 4 a 8 años | 20 – 25 |
| 8 a 15 años | 18 – 20 |
| Edad adulta | 16 – 20 |
| Vejez | 14 – 16 |

Nota. recuperado de Archivos de medicina (Col). Copyright 2012 por Villegas Gonzáles, Juliana; Villegas Arenas, Oscar; Villegas Gonzáles, Valentina.

Alteraciones de la frecuencia respiratoria

Las alteraciones en la frecuencia respiratoria se dan cuando los ciclos de respiración están fuera del rango normal para esta variable o se producen de manera inconsistente.

Bradipnea

Frecuencia respiratoria menor a 12 respiraciones por minuto, puede ser causado por pleuritis, infecciones respiratorias, alteraciones neurológicas o alteraciones electrolíticas.

Taquipnea

Frecuencia respiratoria superior a 20 respiraciones por minuto generalmente causada por ansiedad, respuesta al dolor, actividad física o afecciones del sistema nervioso central.

Apnea

Ausencia de movimientos respiratorios, se considera una condición grave y puede presentarse durante el sueño.

Disnea

Sensación de esfuerzo por parte de la persona al momento de respirar, puede suceder durante la inspiración por obstrucción parcial de la vía aérea superior, durante la espiración debido a la estrechez de la luz de los bronquiolos o en ambas fases.

Tirajes

Es la obstrucción de la inspiración, durante los tirajes los músculos de la inspiración reaccionan creando mayor tracción en la pared torácica.

Ortopnea

Incapacidad para respirar cómodamente de una persona recostada de forma horizontal.

Alteraciones del patrón y ritmo

Sucede cuando existen cambios en el patrón y el ritmo respiratorio y suelen estar relacionados con afectaciones severas de la persona, se presentan como respiraciones rápidas, profundas y sin pausas o hiperpnea combinada con intervalos de apnea donde estos síntomas pueden ser el reflejo de insuficiencia renal, acidosis metabólica, lesión bilateral de los hemisferios cerebrales, ganglios basales, bulbo, cerebro y protuberancia (Penagos, Salazar, & Vera, 2005) (Jane, Salter, Wilkes, & Scott, 2006).

Visión por computador

Se define la visión por computador como una herramienta o técnica que permite interpretar objetos tridimensionales del mundo real en base a imágenes bidimensionales capturadas del mismo con el objetivo de emular la capacidad de los seres vivos para interpretar el entorno que los rodea a través de la vista para entender y actuar ante determinados estímulos visuales (Mery, 2004) (García S & Caranqui, 2015) (Aguilar, y otros, Real-Time 3D Modeling with a RGB-D Camera and On-Board Processing, 2017).

La investigación en visión por computador está en constante crecimiento y así como crece el número de algoritmos y aplicaciones desarrolladas crece también su demanda, el campo que se ve beneficiado por la visión por computador es cada vez más extenso abarcando casi cualquier necesidad que pueda depender de la vista por esta razón esta tecnología es usada exitosamente en la biología, industria, seguridad, medicina, geología, robótica, meteorología, entre otros (Vélez, 2004) (García S & Caranqui, 2015).

Debido a que la visión por computador extrae y analiza los datos directamente de una imagen capturada digitalmente estará siempre ligada a una serie de parámetros y condiciones que necesita para funcionar.

Iluminación

La iluminación juega un papel fundamental al momento de aplicar visión por computador a un problema ya que de este elemento depende que tan complicado será el trabajo que debe realizar el algoritmo, iluminaciones del tipo natural generalmente son escasas o exageradas generando mayor cantidad de sobras o reflejos lo cual reduciría la eficacia de un determinado algoritmo u obligaría al desarrollador a realizar uno más complejo, por esta razón es preferible que se invierta en un buen sistema de iluminación que facilite el trabajo de procesamiento de imagen que realizar un algoritmo que maneje estos cambios de iluminación (De La Escalera Hueso, 2018).

Existen diferentes tipos de iluminación que van a estar relacionados a la aplicación y al objeto del que se quiere capturar una imagen y estos definirán la manera en que la luz va a golpear el objeto para resaltar o no puntos y siluetas de interés, los tipos de iluminación pueden ser:

- Iluminación direccional
- Iluminación difusa
- Iluminación a contraluz
- Iluminación oblicua
- Iluminación estructurada
- Iluminación coaxial

- Iluminación dark-ground
- Iluminación polarizada

Otro punto a considerar es la fuente de iluminación ya que esta es la que va a definir el tipo de luz que se dirigirá al objeto lo que puede generar diferentes resultados dependiendo del material, entre estas fuentes de iluminación estaca:

- Incandescente
- Fluorescente
- Diodos
- Luz estroboscópica
- Láser
- Fibra óptica

Procesos de la visión por computador

En las aplicaciones de visión por computador puede reconocerse un patrón de funcionamiento el cual define una serie de proceso que se deben llevar a cabo desde el momento de la adquisición de la imagen hasta la obtención de un resultado (Aguilar, Angulo, & Costa-Castello, Autonomous Navigation Control for Quadrotors in Trajectories Tracking, 2017).

Tabla 4*Procesos de la visión por computador*

| Proceso | Nivel de visión | Entrada | Salida | Área |
|------------------|-----------------|--|----------------------------|-------------------------|
| Captura | Bajo | Imagen | Imagen | Procesamiento de imagen |
| Preprocesamiento | Bajo | Imagen | Imagen | Procesamiento de imagen |
| Segmentación | Medio | Imagen | Grupos de pixeles | Análisis de imágenes |
| Descripción | Medio | Objetos o regiones | Grupos de pixeles | Análisis de imágenes |
| Reconocimiento | Medio | Información cuantitativa | Grupos de pixeles | Análisis de imágenes |
| Interpretación | Alto | Objetos clasificados en categorías | Compresión de la escena | Visión por computador |

Nota. recuperado de Tierra infinita. Copyright 2015 por García S. Iván, Caranqui S. Víctor.

Captura

La etapa inicial de la visión por computador en la cual se obtiene la imagen digital del objeto u objetos a analizar, para realizarlo se necesita de un dispositivo de captura de imagen o video como una cámara digital (García S & Caranqui, 2015) (Aguilar, Manosalvas, Guillén, & Collaguazo, 2018).

Preprocesamiento

En esta etapa la imagen capturada es sometida a ciertas técnicas de procesamiento de imagen de uso general y previamente establecidas orientadas a

resaltar o eliminar características para que el procesamiento posterior sea más sencillo, entre estas técnicas se pueden encontrar algunas como mejoramiento de contraste, nitidez de imagen, reducción de ruido (Grijalva & Aguilar, Landmark-Based Virtual Path Estimation for Assisted UAV FPV Tele-Operation with Augmented Reality, 2019) (Aguilar, Angulo, & Pardo, Motion intention optimization for multirotor robust video stabilization, 2017).

Segmentación

Durante este proceso la imagen es dividida en áreas o regiones para así separar las zonas que son de interés para el estudio, la afinidad de este proceso para localizar la zona de interés puede determinar el éxito o fracaso del algoritmo (Tenezaca, Canchignia, Aguilar, & Mendoza, 2019) (Aguilar & Morales, 3D Environment Mapping Using the Kinect V2 and Path Planning Based on RRT Algorithms, 2016).

Descripción

En esta etapa el algoritmo obtendrá características diferenciadoras del objeto que se desea estudiar para así separarlo del resto de la imagen, las características diferenciadoras pueden ser internas o externas (Aguilar, Salcedo, Sandoval, & Cobeña, 2017) (Aguilar, Casaliglla, & Pólit, Obstacle Avoidance Based-Visual Navigation for Micro Aerial Vehicles, 2017).

Reconocimiento

Este proceso se encarga de clasificar los diferentes objetos identificados en la imagen según las características que fueron obtenidas en el proceso anterior, en esta etapa se crean grupos de objetos con características similares (Aguilar W. G., y otros, Pedestrian Detection for UAVs Using Cascade Classifiers and Saliency Maps, 2017)

(Aguilar W. G., y otros, Pedestrian detection for UAVs using cascade classifiers with meanshift, 2017).

Interpretación

En esta etapa el algoritmo se vale de todas las características y clases definidas en los dos procesos anteriores para realizar una interpretación de la escena la cual ha sido capturada, este proceso en base a parámetros definidos por el problema intentará emular la visión humana para poder reaccionar a los estímulos en la imagen (Aguilar, Quisaguano, Alvarez, Pardo, & Zahira, 2018) (Aguilar, y otros, 2018).

Aplicaciones de la visión por computador

Existen técnicas y herramientas de la visión artificial que son directamente relacionadas con ciertas aplicaciones específicas, esto se debe a que muchas aplicaciones dependiendo del campo de la ciencia al que perteneces se van a ver beneficiados con las mismas aplicaciones ya que manejan variables similares (Sanabria, John, Archila, & John, 2011) (Montoya Holguín, Cortés Osorio, & Chaves Osorio, 2014) (Aguilar, y otros, Visual SLAM with a RGB-D Camera on a Quadrotor UAV Using on-Board Processing, 2017).

Industria

Este campo de aplicación es bastante extenso y la mayoría de sus aplicaciones estarán orientadas al control de calidad donde la identificación y clasificación de objetos en base a parámetros específicos será la acción predominante (Carfagni, Furferi, & Governi, 2005).

Vigilancia y seguridad

Estas aplicaciones van de la mano con la tendencia de colocar cámaras de seguridad en lugares públicos y privados para así tener una vigilancia constante, las aplicaciones en este campo generalmente requieren ser capaces de reconocer rostro o personas e identificar actividades sospechosas o ingresos no permitidos hacia áreas restringidas (Merizalde, Aguilar, & Calderón, 2020) (Zurita, Aguilar, & Enríquez, 2019) (Jara-Olmedo A. , y otros, 2018) (Orbea, y otros, Vertical take off and landing with fixed rotor, 2017).

Robótica

Estas aplicaciones son utilizadas cuando además de emular la visión natural el algoritmo tiene que emitir una respuesta física ante un estímulo visual la cual va a ser ejecutada por una maquina autómatas programable y están relacionadas a procesos de clasificación y manufactura (Chella & Macaluso, 2009) (Caiza, Aguilar, Albán, & Fernández, 2020).

Interacción humano-computador

Este campo de aplicación es además un eje fundamental en la seguridad industrial y de cualquier actividad donde vayan a trabajar juntos humanos y máquinas, puede estar orientado al reconocimiento de gestos o movimientos que desencadenen una determinada acción por la computadora o al reconocimiento de personas para delimitar volúmenes de trabajo (Campos & Calado, 2009) (Galindo, Aguilar, & Reyes Ch, 2019) (Aguilar, Cobeña, Rodriguez, Salcedo, & Collaguazo, 2018).

Automotriz

Dentro de la línea automotriz podemos destacar dos grandes apartados dentro de los que se utiliza visión por computador, el primero se encuentra dentro de la línea de producción y el control de calidad donde los procesos requieren gran precisión por parte de los autómatas y algunos de los estímulos que delimitaran su acciones son visuales, es segundo es un campo que se encuentra más a la vanguardia y se trata de los autos inteligentes que tienen como objetivo realizar de manera segura y autónoma todas las actividades que involucran el conducir un vehículo y para lograr este objetivo en vehículo de contantemente tomar decisiones en base a estímulos visuales captados constantemente por diferentes cámaras alrededor de la estructura (Collado, Hilario, Armingol, & De la Escalera, 2003) (Galarza, Pérez, Serrano, Tapia, & G, 2018) (Aguilar, y otros, On-Board Visual SLAM on a UGV Using a RGB-D Camera, 2017).

Medicina

La medicina es una de las ciencias que más provecho le ha sacado a la visión por computador y las aplicaciones que a este campo corresponden son incontables, esto se debe a la necesidad de la medicina por un procesamiento rápido de la información, gran cantidad de conocimiento y toma efectiva de decisiones (Expósito Gallardo & Ávila Ávila, 2008).

El campo de la medicina contiene algunas de las aplicaciones más demandantes para la visión por computador ya que en muchas de sus aplicaciones se trabaja con frecuencias del espectro electromagnético más allá del espectro visible, estas aplicaciones demandan algoritmos de procesamiento más robustos pero a su vez ofrecen ventajas realmente significativas cuando se trata de realizar un diagnóstico, estas aplicaciones suelen estar alrededor de la identificación automática de anomalías,

conteo e identificación de elementos (Andrea, Byron, Jorge, Inti, & Aguilar, 2018), procesamiento de imágenes microscópicas y reconstrucción tridimensional (Salim, David, & Mohammad, 2011) (Sanabria, John, Archila, & John, 2011) (Cabras, Rosell, Pérez, Aguilar, & Rosell, 2011).

Biometría

Esta es una ciencia que analiza determinadas características anatómicas de un individuo con el objetivo de diferenciarlo de todos los demás como lo son las huellas dactilares o e iris (Serratosa, 2013), algunos de los métodos más populares para realizar biometría son también métodos de visión por computador ya que basan su análisis en una imagen capturada de una o varias personas, entre estos métodos podemos resaltar el reconocimiento facial y el reconocimiento del caminar (Tafazzoli & Safabakhsh, 2010) .

Magnificación euleriana de video

La magnificación euleriana de video basó su invención en el enfoque Euleriano que analiza propiedades de fluidos en movimiento como la presión y velocidad a través del tiempo y el espacio (Kamble, Jagtap, Patil, & Bhurane, 2015).

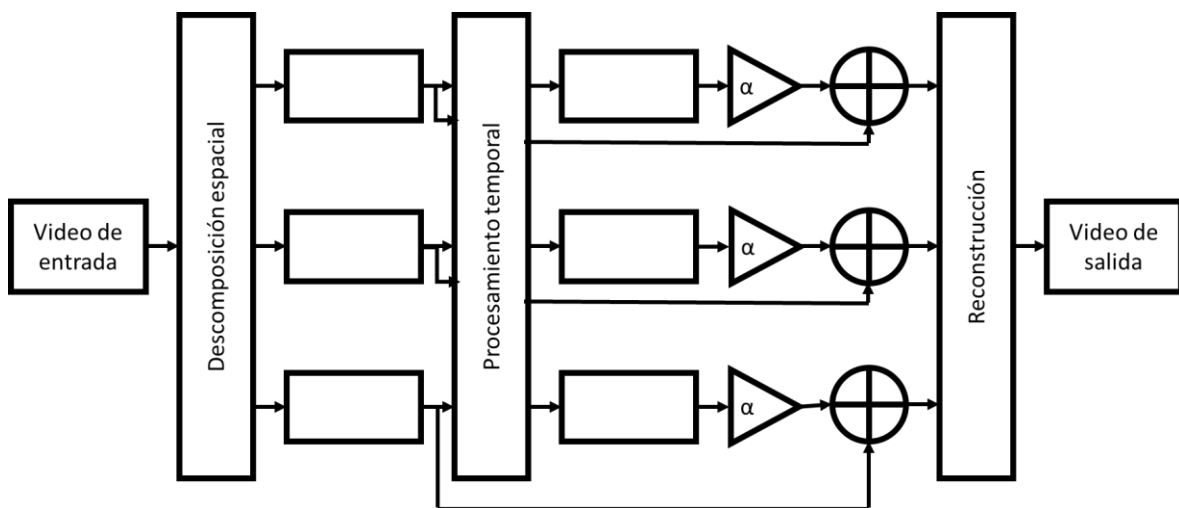
Este es un método especial de magnificación desarrollado para revelar dentro de un video variaciones temporales y/o cambios que son imposibles o casi imposibles de distinguir a simple vista, este método combina filtros espaciales y temporales para revelar estos sutiles cambios dentro de los videos donde la entrada es una secuencia de video común que se descompone espacialmente y se le aplican filtros temporales, la señal resultante es amplificado utilizando algunos parámetros que permiten después visualizar estos pequeños movimientos (Kamble, Jagtap, Patil, & Bhurane, 2015).

Método por aproximación lineal

Este método combina procesamiento espacial y temporal para vislumbrar variaciones temporales o de movimiento en un video y el proceso con el que lo realiza se muestra en la Figura 2.

Figura 2

Diagrama de bloques del método por aproximación lineal



Nota. Adaptado de “A Review: Eulerian Video Motion Magnification” (p. 2386), por K. Kamble, N. Jagtap, R. Patil, A. Bahurane, International Journal of Innovative Research in Computer and Communication Engineering, 3(3).

El proceso se constituye de los siguientes pasos:

- Primero se descompone la secuencia en diferentes bandas de frecuencia utilizando una pirámide gaussiana de tercer o cuarto nivel, al frame se le aplica un filtro pasa bajos y se reducen las muestras para construir la pirámide lapaciana.

- Luego se realiza el procesamiento temporal aplicando un filtro pasa banda para extraer la frecuencia de interés (Aguilar & Angulo, Real-time video stabilization without phantom movements for micro aerial vehicles, 2014).
- Las señales extraídas son amplificadas por un factor α .
- Para la reconstrucción se agrega la señal magnificada a la señal original y se elimina la pirámide espacial.

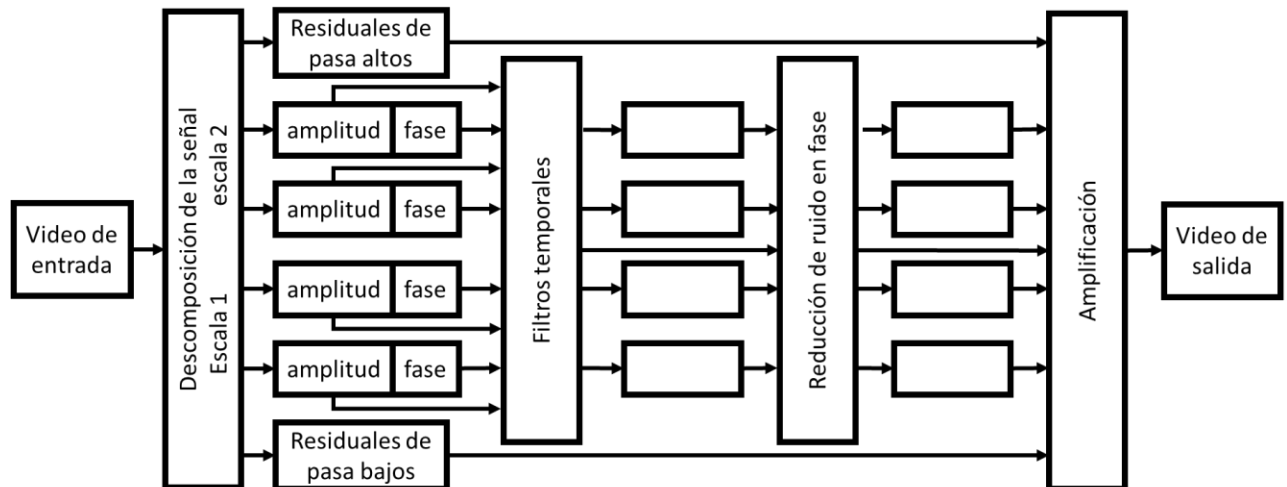
Este método de magnificación es simple y rápido y funciona para magnitudes de entrada sin desfase. Las limitaciones que encontramos con este método son que solo funciona para factores de amplificación pequeños y el ruido también es magnificado (Kamble, Jagtap, Patil, & Bhurane, 2015).

Método basado en fase utilizando una pirámide directiva compleja

Este método está inspirado en técnicas de flujo óptico (Aguilar, Álvarez, Grijalva, & Rojas, 2019) basadas en fase, tiene el objetivo de direccionar la amplificación de tal manera que los movimientos imperceptibles sean magnificados sin el ruido que los rodea y esto se logra obteniendo anchos de banda específicos con la pirámide directiva de valores complejos, este proceso se observa en la Figura 3.

Figura 3

Diagrama de bloques del método basado en fase con pirámide direccional compleja



Nota. Adaptado de “A Review: Eulerian Video Motion Magnification” (p. 2387), por K. Kamble, N. Jagtap, R. Patil, A. Bahurane, International Journal of Innovative Research in Computer and Communication Engineering, 3(3).

Podemos diferenciar de la Figura 3 los siguientes pasos en este proceso:

- Descomposición de la secuencia de video en las diferencias bandas de frecuencia y la separación de la magnitud y la fase.
- Aplicación de un filtro temporal sobre cada ubicación, orientación y escala de la pirámide direccional.
- Eliminación del ruido en fase mediante filtros pasa bandas temporales sobre cada fase donde se filtran los movimientos (Aguilar & Angulo, Real-Time Model-Based Video Stabilization for Microaerial Vehicles, 2016) y las componentes de DC.

- Amplificación o atenuación de las bandas específicas de frecuencia según sea requerido.
- Reconstrucción del video.

Este método de magnificación euleriana soporta mayores factores de amplificación en todas las frecuencias espaciales que el método de aproximación lineal además tiene una mejor respuesta al ruido ya que trabaja solo con la fase (Kamble, Jagtap, Patil, & Bhurane, 2015).

Método basado en fase rápida usando la pirámide de Riesz

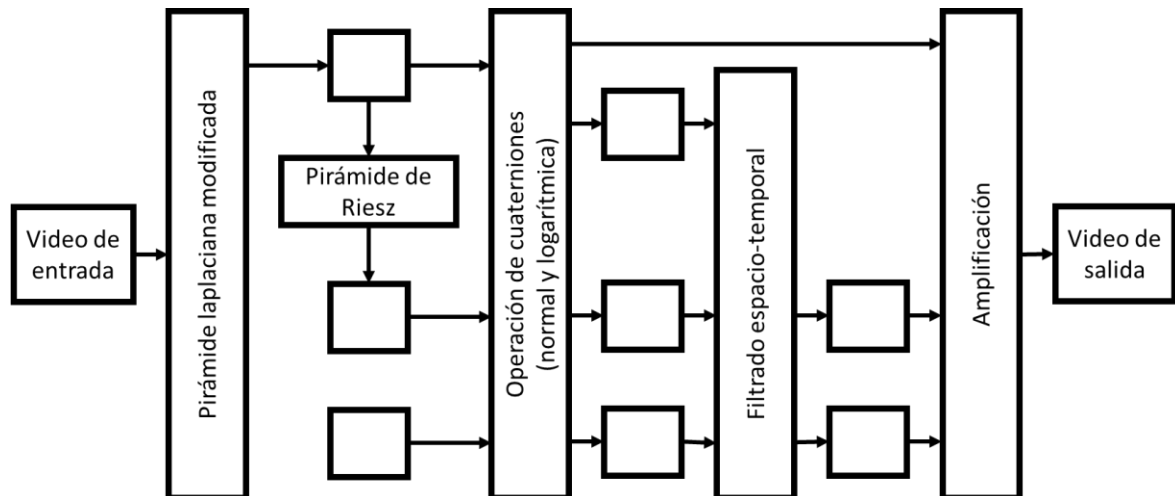
Este método es capaz de producir magnificaciones de la misma calidad y en un cuarto del tiempo que el método de la pirámide direccional compleja y esto se debe a que todo el procesamiento lo realiza en el dominio espacial, esto con el objetivo de evitar arrastrar en el proceso ruidos presentes en el dominio de la frecuencia.

El método utiliza la transformada de Riesz que le permite realizar un análisis de fase sobre todas las escalas de la imagen de entrada, la transformada es una generalización bidimensional de la transformada unidimensional de Hilbert y se construye a partir de filtros FIR (Wadhwa, Rubinstein, Durand, & Freeman, Riesz Pyramids for Fast Phase-Based Video Magnification, 2014).

La pirámide de Riesz permite descomponer la imagen en sub-bandas sin orientación, una pirámide de imagen invertida con amplia respuesta impulsiva puede ser construida usando un par de filtros pasa bajos y pasa altos respectivamente, el diagrama del método de magnificación con pirámide de Riesz se muestra en la Figura 4.

Figura 4

Diagrama de bloques del método basado en fase rápida con pirámide de Riesz



Nota. Adaptado de “A Review: Eulerian Video Motion Magnification” (p. 2388), por K. Kamble, N. Jagtap, R. Patil, A. Bahurane, International Journal of Innovative Research in Computer and Communication Engineering, 3(3).

El proceso para este método de magnificación se realiza de la siguiente manera:

- Se descompone la secuencia de video en las diferentes bandas de frecuencia utilizando una pirámide similar a la laplaciana.
- Se utiliza la transformada de Riesz para generar la pirámide de Riesz.
- Utiliza las operaciones de cuaterniones para obtener la amplitud y la fase.
- La fase cuaternaria es filtrada en tiempo y espacio para aislar los movimientos de interés, estos valores son usados para cambiar la fase de la entrada de la pirámide de Riesz y producir una sub-banda amplificada del movimiento.

- Estas bandas son utilizadas para generar el video magnificado de salida.

Una desventaja menor de este método es que la transformada de Riesz no mantiene la potencia de la señal de entrada (Kamble, Jagtap, Patil, & Bhurane, 2015).

Tabla 5

Comparación entre los tipos de magnificación euleriana de video

| Parámetro | Aproximación lineal | Basada en fase | Basada en fase rápida |
|----------------------|---|---|---|
| Descomposición | Pirámide laplaciana | Pirámide direccional compleja | Pirámide de Riesz |
| Límite para α | $(1+\alpha)\delta(t) < \frac{\lambda}{8}$ | $\propto \delta(t) \frac{\lambda n}{4}$ | Similar al de pirámide direccional compleja |
| Ruido | Amplificado | Minimizado | Minimizado |

Nota. recuperado de International Journal of Innovative Research in Computer

and Communication Engineering. Copyright 2015 por K. Kamble, N. Jagtap, R.

Patil, A. Bahurane.

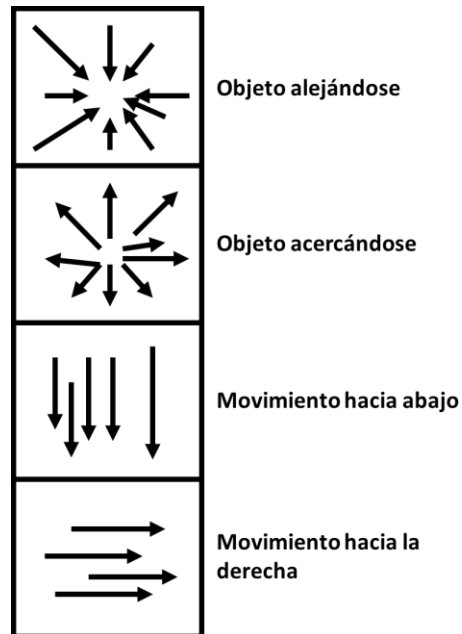
Optical Flow

Se define “optical Flow” a las diferentes técnicas computacionales que existen para identificar y analizar el flujo de movimiento dentro de una secuencia de imágenes, la exactitud de este tipo de procesamiento está siempre ligado a la iluminación de la escena debido a que se intenta determinar el desplazamiento de los pixeles entre distintas imágenes, el objetivo es que este desplazamiento se vuelva reconocible y cuantificable (Lillo, 1995).

El movimiento será identificado con flechas y la magnitud de estas estará directamente relacionado con la magnitud del movimiento.

Figura 5

Percepción de movimiento



Nota. Se muestra la manera en que las líneas de movimiento van a representar los desplazamientos de los píxeles entre las imágenes.

Una de las técnicas para obtener el flujo óptico de un video es la conocida como “suposición del valor gris constante” y como su nombre lo indica para este método se considera que al menos entre dos imágenes consecutivas de una misma secuencia los valores de los píxeles en escala de grises son constantes y si se considera un grupo de píxeles en movimiento obtenemos como resultado la siguiente ecuación (Horn & Schunck, 1981).

$$I_x u + I_y v + I_t = 0$$

Donde I_x y I_y va a corresponder a las gradientes espaciales de la primera imagen mientras que I_t será la gradiente temporal entre las dos imágenes (Horn & Schunck, 1981).

Métodos

Existen diferentes métodos de flujo óptico los cuales están clasificados según el tipo de flujo que van a procesar (Beauchemin & Barron, 1995).

Métodos de flujo denso

Estos métodos trabajan con toda la imagen lo que quiere decir que analizarán la totalidad de los píxeles frame a frame para procesar el flujo de movimiento, estos métodos tienden a ser más efectivos, pero requerirán de algoritmos más robustos (Beauchemin & Barron, 1995).

Horn - Schunck

Este método de flujo denso utiliza directamente la ecuación de flujo óptico para analizar todos los píxeles dentro del frame pero simplifica su procesamiento realizando una consideración bajo la cual todos los píxeles entre frames consecutivos van a tener movimientos similares, para realizar este procesamiento se utiliza un filtro Sobel para obtener los gradientes espaciales y un filtro diferencial para obtener los gradientes temporales (Riascos & Cardona, 2015) (Meinhardt-Llopis & Sánchez, 2012).

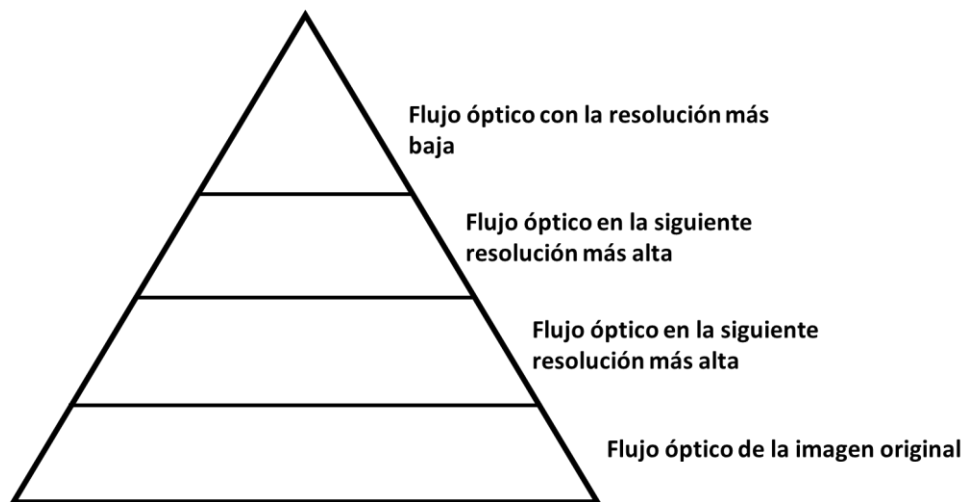
Farneback

Este método también se basa en la ecuación general del flujo óptico y para realizar el procesamiento construye una pirámide imaginaria de n niveles donde n puede ser especificada por el usuario, cada nivel de la pirámide tendrá una resolución más baja comparado con el anterior, el algoritmo es capaz de rastrear puntos específicos dentro de diferentes niveles de resolución en la pirámide empezando desde el nivel más bajo (Riascos & Cardona, 2015).

Si se desea identificar desplazamientos con magnitudes más amplias se deberá aumentar el número de niveles dentro de la pirámide sin embargo esto volvería más robusto el algoritmo.

Figura 6

Pirámide de resoluciones de FarneBack



Nota. Se observa la jerarquía dentro de la pirámide y como la resolución depende del nivel en el que se haga el análisis, la distancia entre pixeles varía dependiendo del nivel analizado (Riascos & Cardona, 2015).

Métodos de flujo escaso

Estos métodos trabajarán sobre una porción de la imagen, identificarán un grupo de pixeles de interés sobre el cual se realizará el procesamiento, estos métodos pueden ser menos efectivos, pero presentarán algoritmos más ligeros que harán más rápido el procesamiento (Beauchemin & Barron, 1995).

Lucas – Kanade

Similar al método de Horn – Schunck este método aparece a partir de la ecuación general del flujo óptico y utiliza dos filtros, un filtro personalizado para obtener los gradientes espaciales y un filtro diferencial para obtener los gradientes temporales, una vez obtenidos los gradientes el algoritmo divide la imagen en secciones más pequeñas para obtener los vectores de flujo óptico, este procedimiento parcial proporciona una respuesta más rápida (Team, 2021) (Riascos & Cardona, 2015).

Tabla 6

Comparación entre los tipos de flujo óptico

| Métodos | Tipo | Respuesta ante el ruido | Reconocimiento desplazamientos grandes | Velocidad |
|--------------|--------|-------------------------|--|-----------|
| Horn-Schunck | Denso | Bajo | Medio | Medio |
| Farneback | Denso | Alto | Alto | Bajo |
| Lucas-Kanade | Escaso | Medio | Bajo | Alto |

Nota. recuperado de

https://www.mathworks.com/matlabcentral/fileexchange/53341-computer-vision-for-student-competitions-all-files?s_eid=PSM_15028. Copyright 2021 por MathWorks

Student Competitions Team.

Desarrollo

En esta sección se expondrá todo el trabajo que se realizó para llegar alcanzar los objetivos propuestos.

Circuito monitor de frecuencia respiratoria

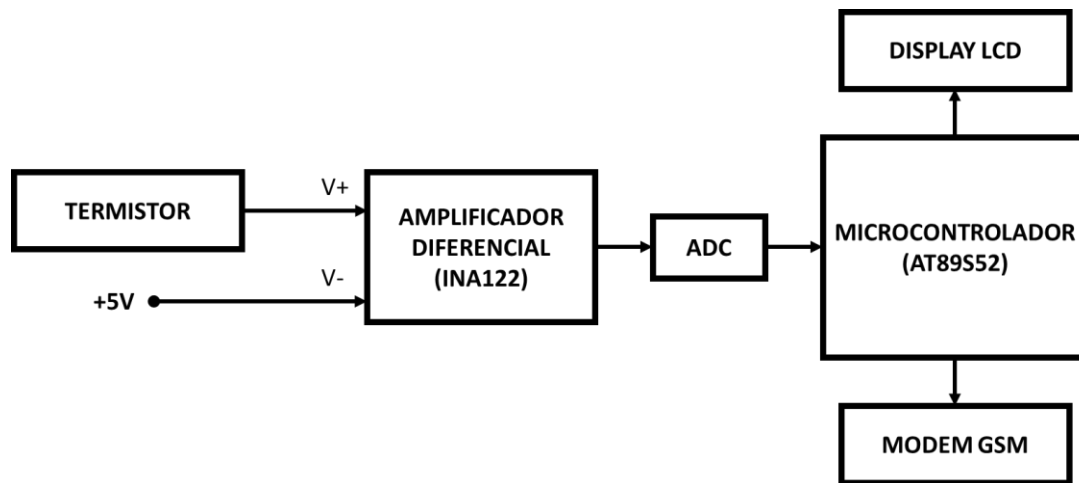
Con el objetivo de tener una medida de la frecuencia respiratoria confiable con la cual poder comparar la medida obtenida por el algoritmo de visión por computador y así determinar su desempeño se realizó una búsqueda bibliográfica sobre trabajos que a través de diferentes sensores determinen la frecuencia respiratoria de una persona, esta búsqueda arrojó como resultado una serie de artículos acerca de circuitos capaces de medir la frecuencia respiratoria en base a sensores térmicos.

Un circuito en base a termistores se presenta ideal para la aplicación ya que la temperatura cerca de las fosas nasales se relaciona directamente con la acción de la respiración y además los componentes utilizados en estos trabajos son fáciles de conseguir y de bajo costo (Gupta & Qudsi, 2013) (Deshmukh & Panditrao, 2012).

Finalmente se decidió realizar una reproducción y adaptación del circuito propuesto por Rao K. y Sudarshan B. en el artículo "Design and development of real time respiratory rate monitor using non-invasive biosensor", que presenta un dispositivo con la siguiente estructura (Rao & Sudarshan, 2015).

Figura 7

Diagrama de bloques del hardware presentado en el trabajo “Design and development of real time respiratory rate monitor using non-invasive biosensor”

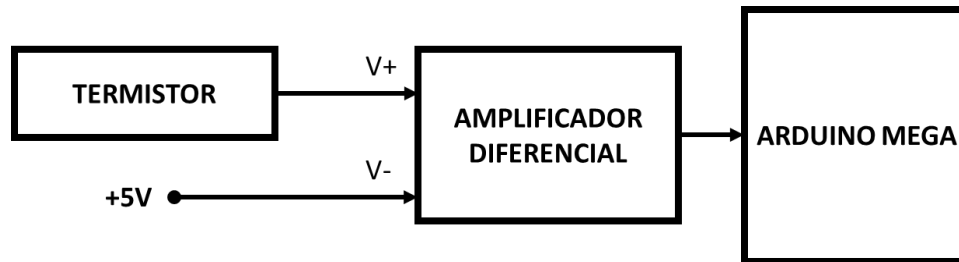


Nota. Adaptado de “Design and development of real time respiratory rate monitor using non-invasive biosensor” (p. 439), por K. Rao, B. Sudarashan, International Journal of Research in Engineering and Technology, 4(6).

La Figura 7 muestra todos los bloques que fueron considerados en el trabajo por Rao K. y Sudarshan B. a esta estructura se le realizaron algunas modificaciones para que vaya de acuerdo con el objetivo que el circuito tiene dentro de este trabajo de investigación, que es únicamente el de proporcionar una medida de referencia confiable. La primera modificación y la más relevante es la de eliminar el bloque de comunicación (Pardo, Aguilar, & Toulkeridis, 2017) (Jara-Olmedo A. , Medina-Pazmiño, Tozer, Aguilar, & Pardo, 2018) GSM y reemplazar el conversor ADC, microcontrolador y display LCD por una tarjeta de adquisición Arduino MEGA como se muestra en la Figura 8.

Figura 8

Diagrama de bloques general del circuito



Nota. La estructura funciona de la misma manera, pero con componentes diferentes.

El bloque de comunicaciones GSM es eliminado de manera definitiva ya que el propósito de este en el trabajo realizado por Rao K. y Sudarshan B. es el de comunicar vía teléfono celular sobre anomalías en la frecuencia respiratoria de la persona, función que no es necesaria en este proyecto.

La tarjeta de adquisición de Arduino es capaz de reemplazar todos estos bloques de función debido a su multifuncionalidad y la naturaleza del problema, la función de procesamiento de datos es completamente reemplazada por el Arduino.

El conversor ADC también es suprimido ya que la tarjeta de adquisición de Arduino tiene puertos de lectura analógicos por los cuales ingresará directamente la señal, el display LCD también es suprimido ya que para mostrar los resultados del muestreo se utilizará directamente el puerto serial del programa de Arduino en la computadora mientras se realiza la fase de pruebas.

Figura 9

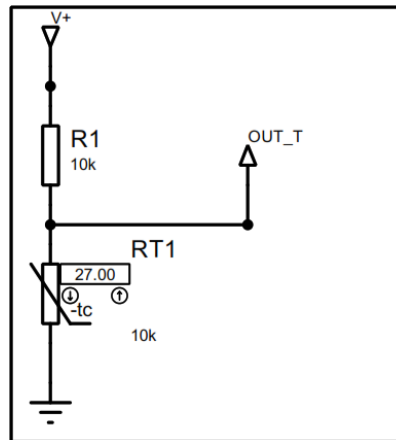
Tarjeta de adquisición Arduino MEGA



Nota. Adaptado de Arduino MEGA 2560 Rev3[Fotografía], por store.arduino (<https://store.arduino.cc/usa/mega-2560-r3>).

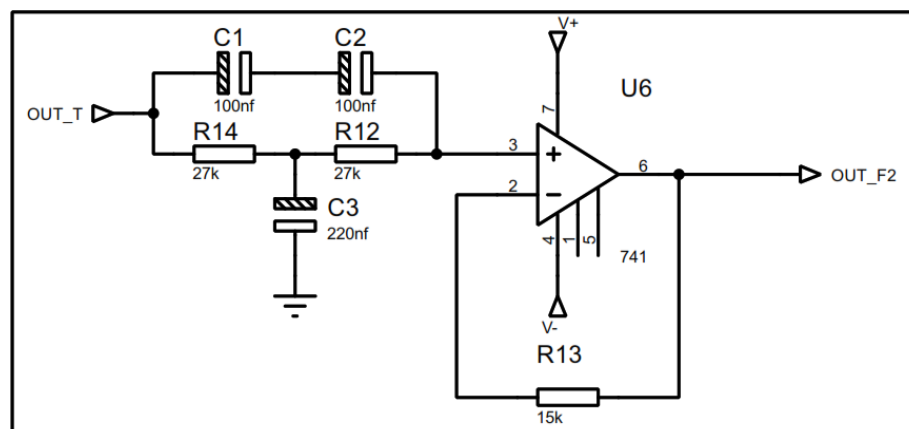
Hardware

Al momento de respirar el aire exhalado es más caliente que el inhalado y es este cambio el que se desea medir, la diferencia de temperatura entre aire inhalado y exhalado vería entre los 2 a 3 °C (Rao & Sudarshan, 2015), debido esta consideración se estableció que el sensor a utilizar debe presentar una resolución de 0.5°C y para lograr este objetivo se seleccionó el termistor de coeficiente negativo NTC (Sifuentes, Cota-Ruiz, & González-Landaeta, 2016).

Figura 10*Etapa de sensado*

Nota. La figura muestra la manera en que serán conectados los elementos de la etapa de sensado y los valores de los componentes que serán utilizados para obtener una buena lectura.

Después de una serie de pruebas se tomó la decisión de agregar una etapa de filtrado al circuito para limpiar la señal de señales parásitas producidas por la red eléctrica.

Figura 11*Filtro notch*

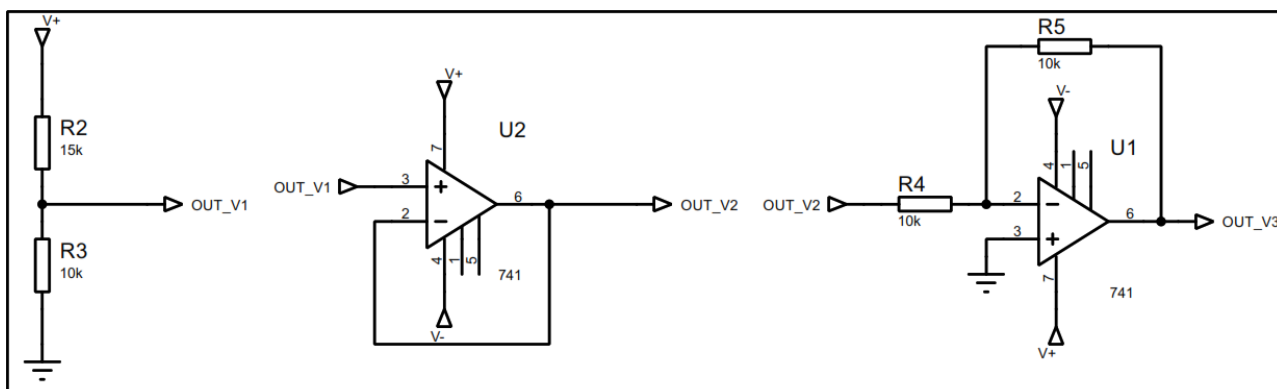
Nota. La etapa de filtrado se coloca antes de la etapa de amplificación.

Después de realizar una serie de medidas con el termistor se determina que la salida de voltaje varía entre los valores de 2.5 y 3 voltios, pero en cada respiración la diferencia de voltaje entre inhalación y exhalación es de aproximadamente 20 mV.

Por esta razón se decide amplificar la diferencia de la salida del sensor y una señal externa de -2 voltios.

Figura 12

Divisor de tensión para generar la entrada de -2 voltios

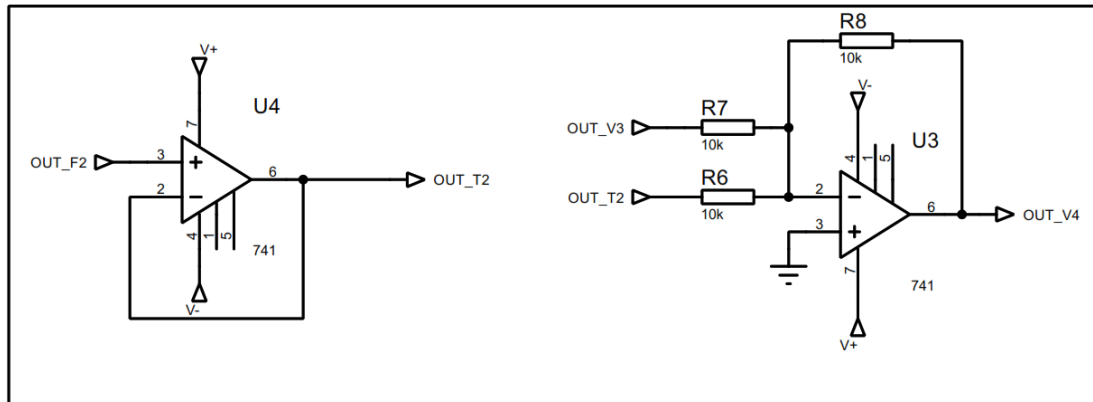


Nota. Para obtener la entrada de -2 voltios se utiliza un amplificador inversor con ganancia 1, el seguidor de tensión se usa para asegurar que los -2 voltios lleguen a la siguiente etapa.

Posterior a esto se realiza la diferencia entre la señal del sensor y la señal de -2 voltios del divisor de tensión.

Figura 13

Etapa de diferenciación de las señales de entrada

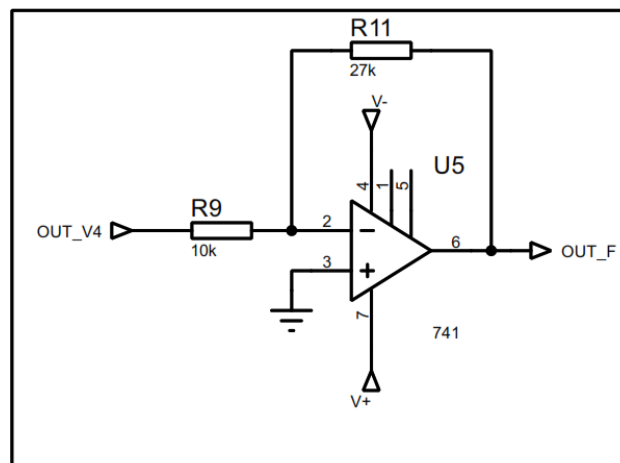


Nota. La diferenciación de señales se realiza a través de un amplificador sumador con ganancia de 1, antes de ingresar al sumador la señal del sensor es pasada por un circuito seguidor de tensión.

Finalmente se realiza la amplificación de la señal obtenida, la señal obtenida después de la etapa de amplificación será enviada a un puerto de entradas analógicas de la tarjeta de Arduino.

Figura 14

Etapa de amplificación



Nota. Se utiliza un amplificador inversor para realizar la etapa de amplificación de la señal de interés, la ganancia se estableció en un valor de 2,7 de tal manera que la salida nunca supere los 5 voltios que permite la tarjeta de Arduino.

Debido a que la diferencia de voltaje entre las señales de inhalación y exhalación es de 20 mV se consideró que no es necesario el uso de un amplificador de instrumentación, todas las etapas son realizadas con el amplificador comercial LM741.

Figura 15

Circuito implementado en protoboard



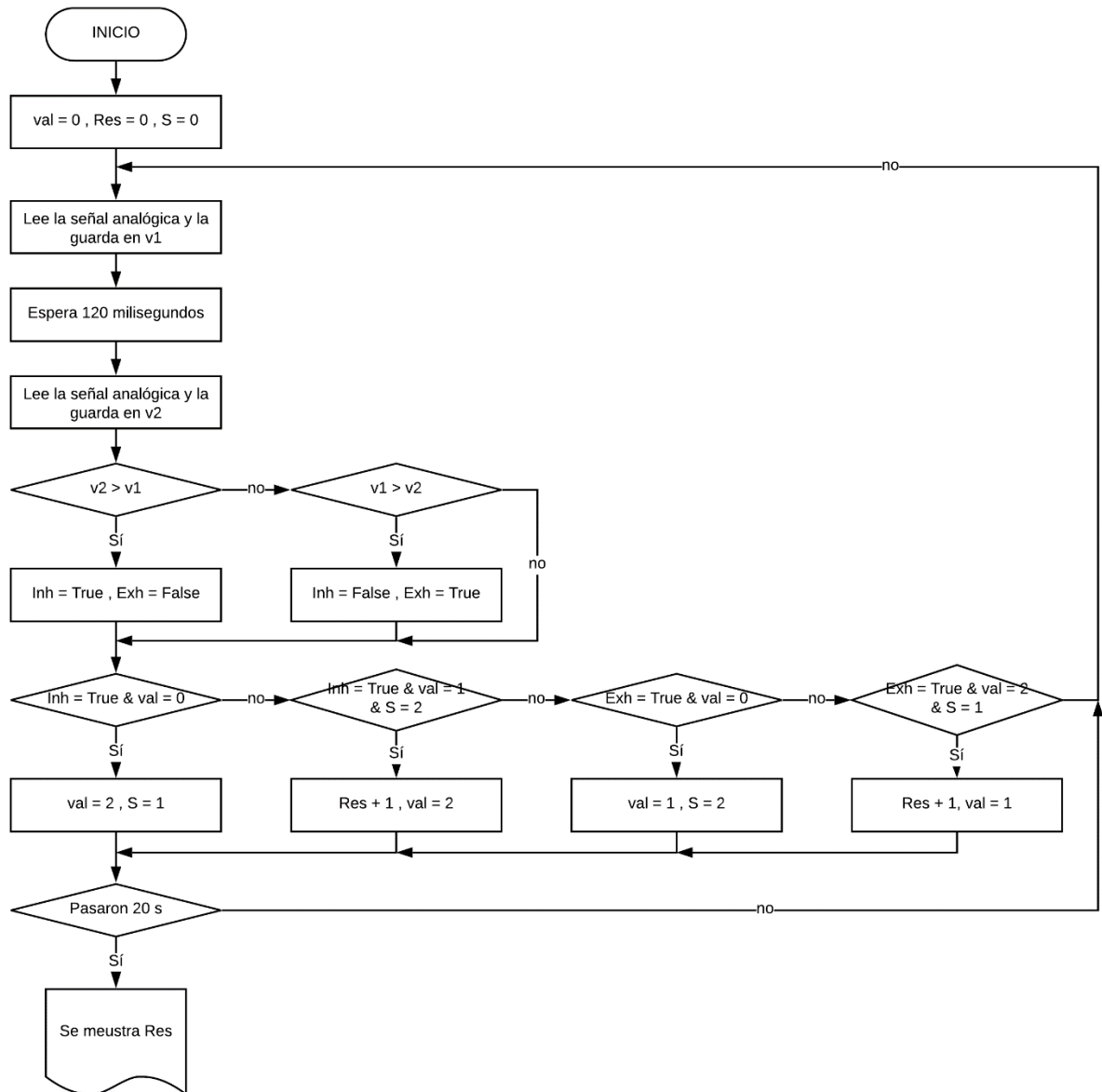
Nota. El circuito se implementó y utilizó de esta manera ya que su objetivo era el de brindar una señal de referencia de la frecuencia respiratoria.

Software

El procesamiento es realizado por la tarjeta de adquisición Arduino MEGA y el algoritmo cargado dentro de la misma tiene el objetivo de identificar y diferenciar la exhalación de la inhalación y contabilizar los ciclos respiratorios de la persona que usa el sensor en base a la señal analógica obtenida del circuito antes descrito. La Figura 16 muestra el funcionamiento del algoritmo.

Figura 16

Diagrama de flujo del algoritmo de estimación de frecuencia respiratoria para el Arduino MEGA



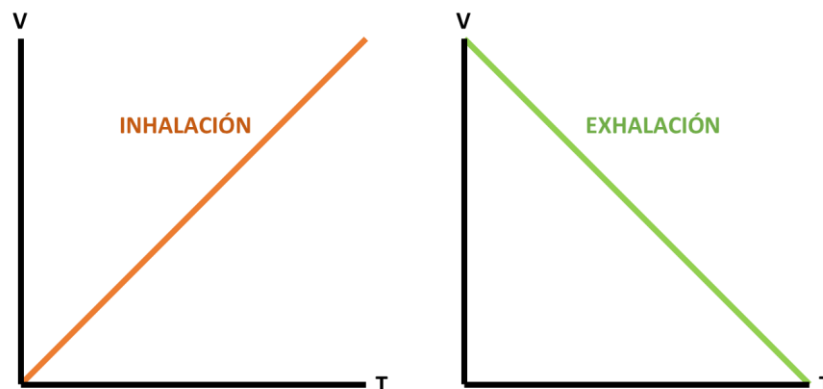
Nota. El diagrama de flujo muestra de manera simplificada los pasos que el algoritmo sigue para determinar la frecuencia respiratoria de la persona.

En esencia el algoritmo determina los cambios entre la inhalación y la exhalación que se reflejan en cambios de temperatura de una temperatura más baja a una más alta y viceversa, de igual manera este cambio se va a reflejar en la salida del circuito de adquisición como un cambio de pendiente de una positiva a una negativa o al revés.

El algoritmo toma datos cada 120 milisegundos y los compara con el dato anterior para determinar si la pendiente es negativa o positiva, dependiendo de esta respuesta determina si se está leyendo una inhalación o una exhalación.

Figura 17

Correspondencia de la pendiente de la curva con el ciclo respiratorio



Nota. La curva es inversamente proporcional a la de la temperatura debido a la naturaleza del sensor.

Una vez identificada la etapa del ciclo respiratorio en que la persona se encuentra el algoritmo seguirá tomando medidas hasta que la pendiente se invierta, en ese momento se cuenta una respiración, en el primer cambio de pendiente que se detecta el algoritmo considera la dirección del cambio como el parámetro para los siguientes conteos, es decir si el cambio se da de inhalación a exhalación de ahí en adelante el circuito solo cuenta respiraciones cuando el cambio sea de la misma

manera, de inhalación a exhalación y lo mismo sucede si el primer cambio se realiza de exhalación a inhalación.

El circuito realiza el proceso de conteo de respiración hasta que el tiempo programado se agote, en ese momento imprime la cantidad de respiraciones realizadas por la persona.

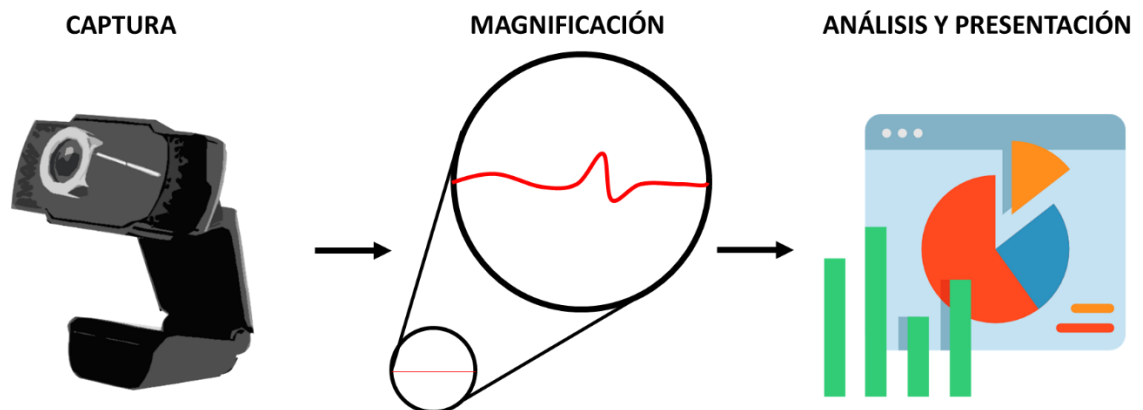
Estimación de la frecuencia respiratoria mediante magnificación euleriana de video

El programa es capaz de identificar, cuantificar y analizar las respiraciones realizadas por una persona a través de un video capturado de la misma, para realizar el análisis de la respiración el algoritmo debe primero ser capaz de identificar claramente el movimiento del pecho de la persona, movimiento que puede no es perceptible, razón por la cual utiliza la magnificación euleriana de video.

El algoritmo está dividido tres diferentes etapas que se pueden visualizar en la Figura 18.

Figura 18

Etapas del algoritmo de estimación de la frecuencia respiratoria



Nota. La imagen detalla de manera simplificada los procesos que el programa realiza para estimar la frecuencia respiratoria.

Durante cada etapa el video atraviesa un procesamiento diferente que lo prepara para ingresar al siguiente bloque, cada proceso obtiene información específica del video que se analiza y resulta en la estimación de la frecuencia respiratoria.

Adquisición de video

El primer paso para el proceso de estimar la frecuencia respiratoria con magnificación euleriana de video es el de capturar el video de una persona y para realizarlo se necesita un dispositivo de captura de video.

Se estableció que el dispositivo de captura de video debe tener una resolución mínima de 720p (Wu, y otros, 2012) ya que mientras más píxeles se tenga en la imagen, más información tiene el algoritmo para trabajar y por consiguiente la respuesta será más eficiente.

Para este propósito se adquirió una cámara web que cumpliera con todas las características necesarias.

Figura 19

Cámara web FUJICAM 812H



Nota. Adaptado de WebCam 812 H[Fotografía], por FreeMate

(<https://freemate.net/inicio/131-webcam-h812-.html>).

Esta cámara web puede capturar videos en calidad HD de 1080p y presenta conexión USB, estas dos características la hacen ideal para la aplicación.

Esta cámara web permite grabaciones en diferentes resoluciones y diferentes formatos de video, parámetros que se seleccionaron después de realizar una prueba que consistía en aplicar la magnificación euleriana en estas distintas opciones de video para determinar que combinación de formato y resolución arrojaba menor tiempo de procesamiento, los resultados de la prueba pueden observarse en la Figura 19.

Figura 20

Comparación entre los tipos de flujo óptico

| Magnificación euleriana | | | | | | |
|-------------------------|---------|---------|-----------|-------------|-------------|------------|
| Resolución | Formato | Video | Peso (MB) | Tiempo1 (s) | Tiempo2 (s) | Promedio |
| 1920x1080 | AVI | prueba1 | 53,4 | 598,966911 | 574,825811 | 575,143538 |
| | | prueba2 | 29,9 | 614,826091 | 558,254024 | |
| | | prueba3 | 78,5 | 564,834711 | 558,108443 | |
| | | prueba4 | 74 | 582,867409 | 561,64532 | |
| | | prueba5 | 74,6 | 570,509095 | 566,597564 | |
| | MP4 | prueba1 | 38 | 574,974982 | 669,134311 | 611,85291 |
| | | prueba2 | 15,6 | 574,731918 | 653,396112 | |
| | | prueba3 | 53,1 | 612,253946 | 582,886543 | |
| | | prueba4 | 49,1 | 638,635151 | 570,517589 | |
| | | prueba5 | 46,1 | 642,662828 | 599,335715 | |
| 1280x720 | AVI | prueba1 | 47,4 | 250,781309 | 234,271106 | 248,729913 |
| | | prueba2 | 14,1 | 255,262966 | 225,219952 | |
| | | prueba3 | 34,2 | 258,140066 | 248,210738 | |
| | | prueba4 | 34,6 | 262,04897 | 245,165729 | |
| | | prueba5 | 34,8 | 256,779108 | 251,419185 | |
| | MP4 | prueba1 | 24,3 | 296,339435 | 264,425979 | 263,231027 |
| | | prueba2 | 6,71 | 240,772479 | 255,85588 | |
| | | prueba3 | 20 | 266,555792 | 253,135761 | |
| | | prueba4 | 18,3 | 268,029271 | 256,035678 | |
| | | prueba5 | 20,3 | 274,519013 | 256,640986 | |

Nota. Se realizó cinco pruebas para cada combinación de resolución y formato de video.

La prueba se realizó para las distintas combinaciones entre dos resoluciones (1920x1080) y dos formatos de video (avi y mp4). Se comprobó que a mayor número de pixeles mayor es el tiempo de procesamiento y que el formato de video .avi es ligeramente más fácil de procesar. Los videos capturados tienen una duración exacta de 20 segundos.

Una vez definidos los parámetros de video se desarrolló el código con el que se adquirirían las imágenes que usa como función principal la función “videoinput”.

```

vid = videoinput('winvideo', 2, 'MJPG_1280x720');           %Crea el objeto winvideo
Frate = str2num(src.FrameRate);                            %Obtiene los frames por segundo de la cámara
seg = 20;                                                  %Segundos de los cuales se desea el video
Nframes = seg*Frate;                                       %Calcula el total de frames del video
vid.FramesPerTrigger = Nframes;                            %Configura el total de frames
vid.LoggingMode = 'disk';                                  %Selecciona el tipo de memoria de la adquisición
diskLogger = Videowriter('P5_lado_1');                     %Crea el objeto Videowriter "video" como AVI
vid.DiskLogger = diskLogger;                               %Configura el objeto vid
start(vid);                                                %Inicializa la adquisición
preview(vid);                                              %Inicializa la previsualización

```

Magnificación

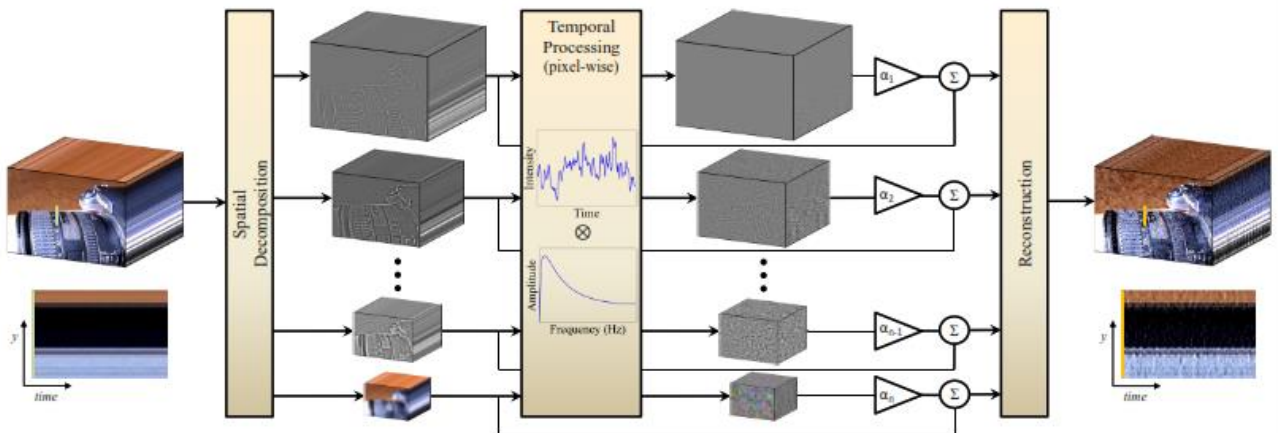
Una vez capturado el video en el formato y resolución definida el siguiente paso es aplicarle la magnificación euleriana de video, en esta etapa se utilizará el algoritmo expuesto por Hao-Yu Wu en el artículo “Eulerian video magnification for revealing subtle changes in the world” donde se propone la magnificación euleriana de manera general como una aplicación que funciona en diferentes campos de la ciencia (Wu, y otros, 2012).

El algoritmo es modificado para enfocarlo en una aplicación en específico, identificar la respiración en una persona en reposo. La magnificación euleriana utilizada

obedece el método de aproximación lineal y su funcionamiento se muestra en el esquema de la Figura 21.

Figura 21

Diagrama de funcionamiento del algoritmo de magnificación euleriana de video por aproximación lineal



Nota. Adaptado de “Eulerian video magnification for revealing subtle changes in the world” (p. 2), por W. Hao-Yu, M. Rubinstein, E. Shin, J. Guttag, F. Durand, W. Freeman, ACM transactions on graphics, 31(4).

La etapa de magnificación se compone de dos funciones, la función principal que se encarga de ubicar el video capturado y dar un destino al video que se va a crear y la función de magnificación donde se realiza el proceso mostrado en la Figura 22.

Figura 22

Diagrama de flujo de la función principal

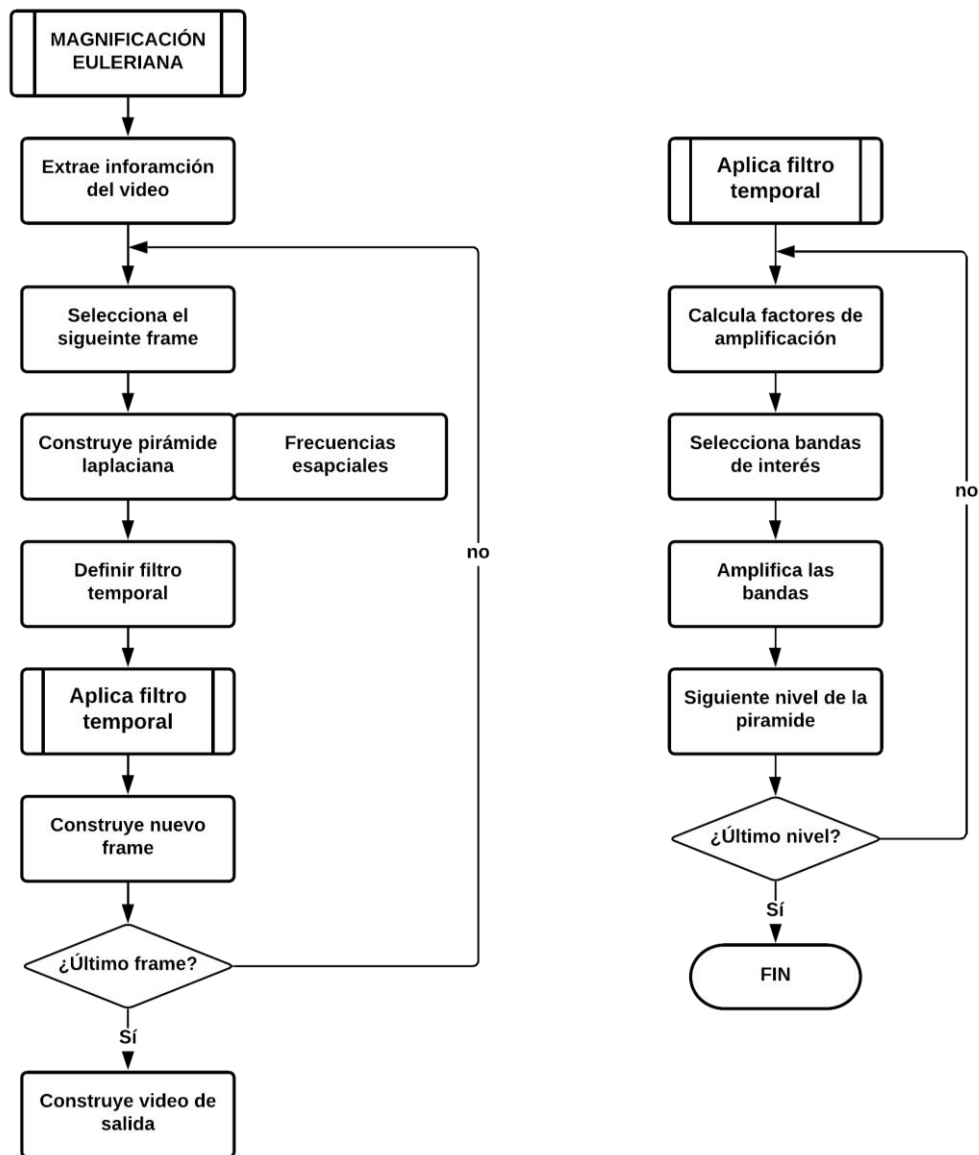


Nota. La función principal se encarga de determinar la ubicación de la que se extrae el video de entrada y se envía el video de salida.

La función de magnificación se llama desde la función principal acompañada de los parámetros necesarios para realizar la magnificación direccionada a la identificación de movimientos respiratorios.

Figura 23

Diagrama de flujo de la función de magnificación euleriana



Nota. Muestra de manera general los pasos a seguir por el algoritmo para realizar la magnificación del video.

La Figura 23 muestra de manera simplificada los bloques de funcionamiento que el algoritmo realiza para obtener el video magnificado, para mejor comprensión del proceso se definen las siguientes etapas.

Extracción de información del video

El video es ingresado a la función de magnificación en conjunto con los parámetros constantes para la magnificación, estas constantes corresponden a los valores que generan una mejor magnificación de movimientos similares a la respiración humana, los valores constantes de la magnificación son seleccionados y explicados en el trabajo de Wu Hao-Yu “Eulerian video magnification for revealing subtle changes in the world” (Wu, y otros, 2012).

Además de los parámetros preestablecidos en esta etapa se obtiene información característica del video como la resolución en largo y ancho, la tasa de fotogramas, número de canales, número de fotogramas, entre otros. A partir de estos valores serán calculados parámetros de magnificación y variables delimitantes de ciclos de proceso.

Pirámide laplaciana

La pirámide laplaciana se utiliza para dividir en las diferentes frecuencias espaciales el fotograma y esto se realiza a través de la función *buildLpyr* de Matlab creada por los autores del artículo “Eulerian video magnification for revealing subtle changes in the world” (Wu, y otros, 2012).

Para generar los diferentes niveles de la pirámide la imagen se transforma de formato de color de RGB a NTSC, con este nuevo fotograma se genera la pirámide y se define el número de niveles. Esta primera pirámide se almacena como parámetro para el filtro temporal.

Filtro temporal

Una vez definida la pirámide del primer fotograma del video el algoritmo genera la pirámide laplaciana del fotograma siguiente, posteriormente genera dos filtros pasa bajos utilizando ambas pirámides y los factores de amplificación ingresados en la función.

El filtro temporal que es utilizado sobre cada banda de frecuencia espacial es generado a partir de la diferencia de los dos filtros pasa bajos generados.

Aplicación del filtro temporal y magnificación

El algoritmo calcula el factor de magnificación, este factor depende de los valores experimentales entregados por los autores del artículo y las dimensiones video, ancho y alto.

Calcula un factor de cambio específico para el nivel de la pirámide en que se encuentra. Este factor ayuda a identificar las bandas de frecuencia espaciales que se desea magnificar.

El algoritmo ignora las bandas de frecuencia más altas y más bajas, dejándolas sin magnificación. Utilizando el mismo factor calculado anteriormente filtra las bandas de frecuencia espaciales de interés y les aplica y magnifica la banda.

Divide para dos el factor de cambio del nivel y se mueve al próximo nivel en la pirámide laplaciana para realizar el mismo procedimiento.

Video de salida

Se utiliza la función *reconLpyr* para reconstruir el fotograma a partir de la pirámide laplaciana resultante de la aplicación del filtro temporal, el resultante es combinado con el fotograma original, de esta manera es generado el fotograma de

salida, este proceso se realiza con todos los fotogramas en el video hasta generar el video de salida.

Figura 24

Resultado de la magnificación euleriana de video



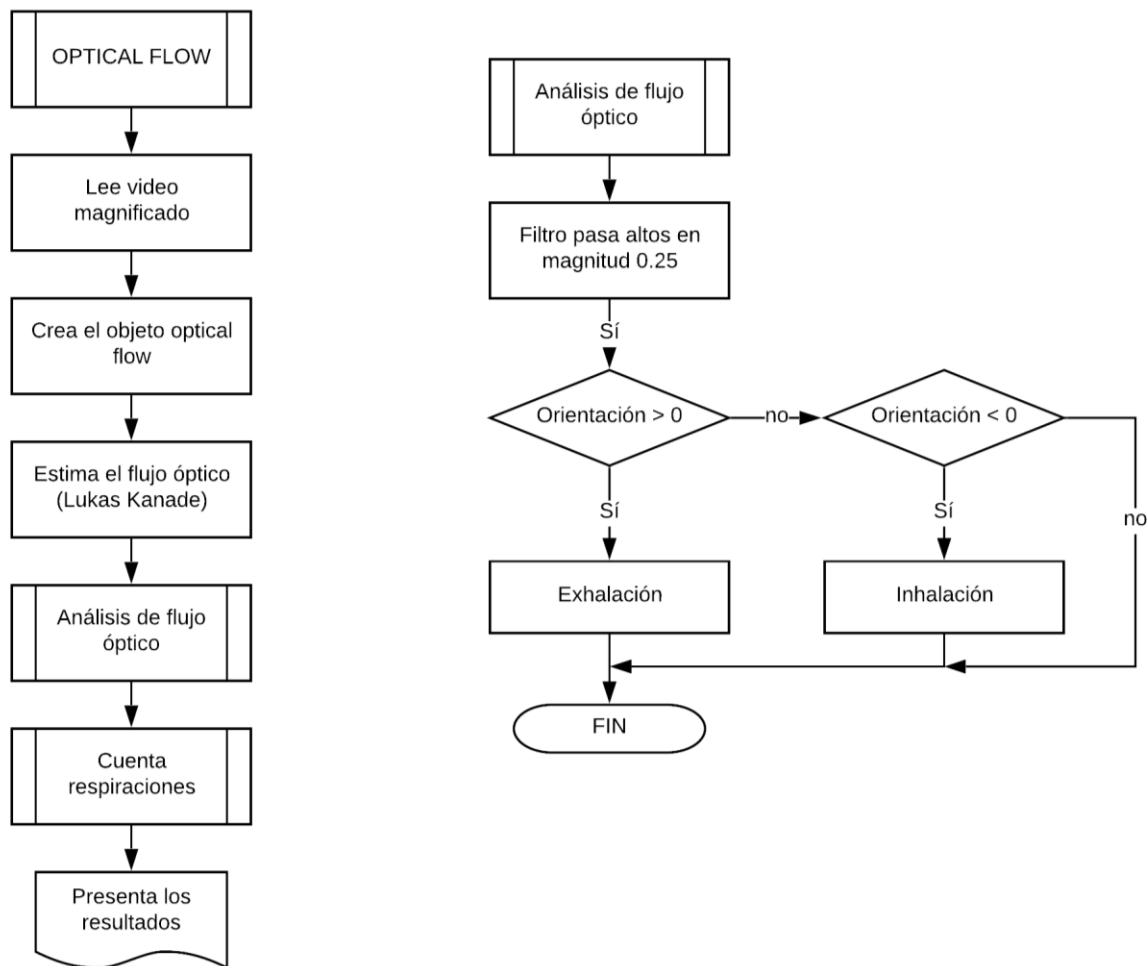
Nota. La imagen de la izquierda corresponde al video capturado y la imagen de la derecha al mismo video, pero después de la magnificación.

Optical Flow

Este método es utilizado para cuantificar y analizar el movimiento de los píxeles dentro de una escena, considera el movimiento como un flujo visible de los píxeles entre los fotogramas, dentro de este proyecto las técnicas de flujo óptico se utilizan para cuantificar el movimiento pectoral provocado por la respiración humana para luego analizar este movimiento e identificar los ciclos respiratorios.

Figura 25

Diagrama de flujo del algoritmo de Optical Flow



Nota. Detalla los pasos a seguir por el algoritmo de análisis de flujo óptico.

La Figura 25 detalla de manera simplificada las etapas del algoritmo de reconocimiento y análisis de flujo óptico que se utiliza para estimar la frecuencia respiratoria.

Estimación del flujo óptico

Una vez que se lee el video proveniente de la etapa de magnificación se crea un objeto de tipo *opticalFlow*, el objeto se crea bajo los parámetros de la técnica de Lukas-Kanade.

Las características del método de flujo escaso de Lukas-Kanade lo hacen el más adecuado para esta aplicación:

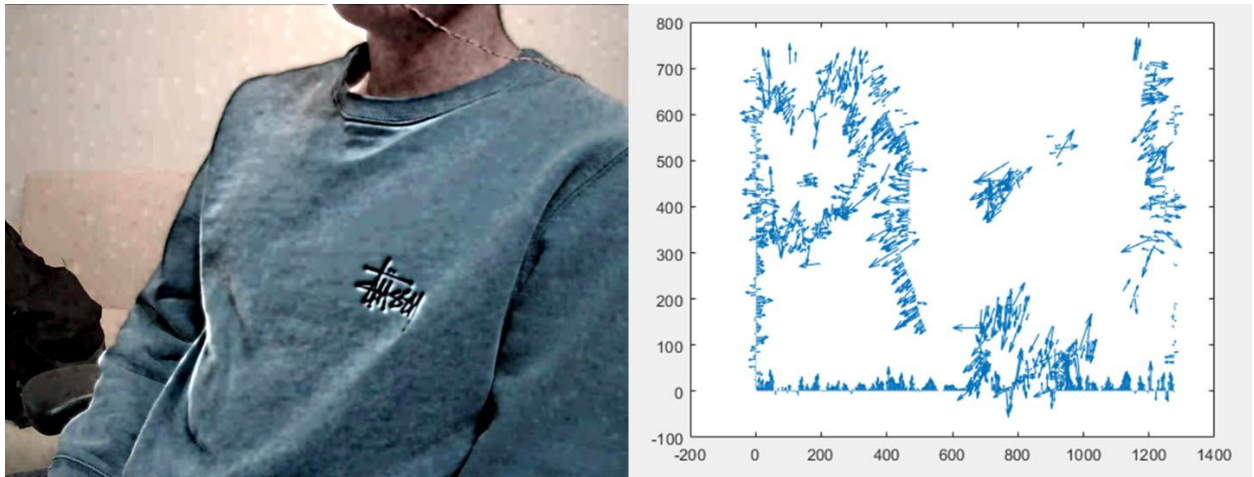
- Al ser un método de flujo escaso su velocidad de procesamiento es mayor, esto reduce el tiempo de procesamiento total del programa y agiliza el diagnóstico.
- No presenta buen desempeño al momento de identificar desplazamientos grandes en el video, característica que podría considerarse una desventaja en ciertas aplicaciones en este caso favorece al procesamiento ya que lo que se intenta identificar son movimientos pequeños, casi o totalmente imperceptibles.
- Presenta una respuesta ante el ruido bastante aceptable.

El valor de la variable *NoiseThreshold* es colocado en 0.005, esta modificación permite visualizar de mejor manera los vectores de movimiento. El valor de 0.005 para esta variable fue encontrado de manera empírica.

Una vez aplicado el método de Lukas-Kanade se obtiene por cada fotograma todos los vectores de movimiento encontrados en la escena.

Figura 26

Representación del flujo óptico dentro del video



Nota. El flujo de movimiento será representado por vectores de movimiento en la dirección y magnitud acorde al movimiento.

Análisis del flujo

Esta función tiene el objetivo de identificar los movimientos respiratorios de la persona a través del flujo óptico obtenido del video magnificado.

El método de flujo óptico utilizado permite analizar los diferentes componentes de los vectores de movimiento, al querer analizar videos capturados de diferentes personas en distintas posiciones no se puede parametrizar la dirección en que se moverán los vectores de movimiento, por esta razón el parámetro que se utiliza para filtrar entre los vectores de la escena es la magnitud.

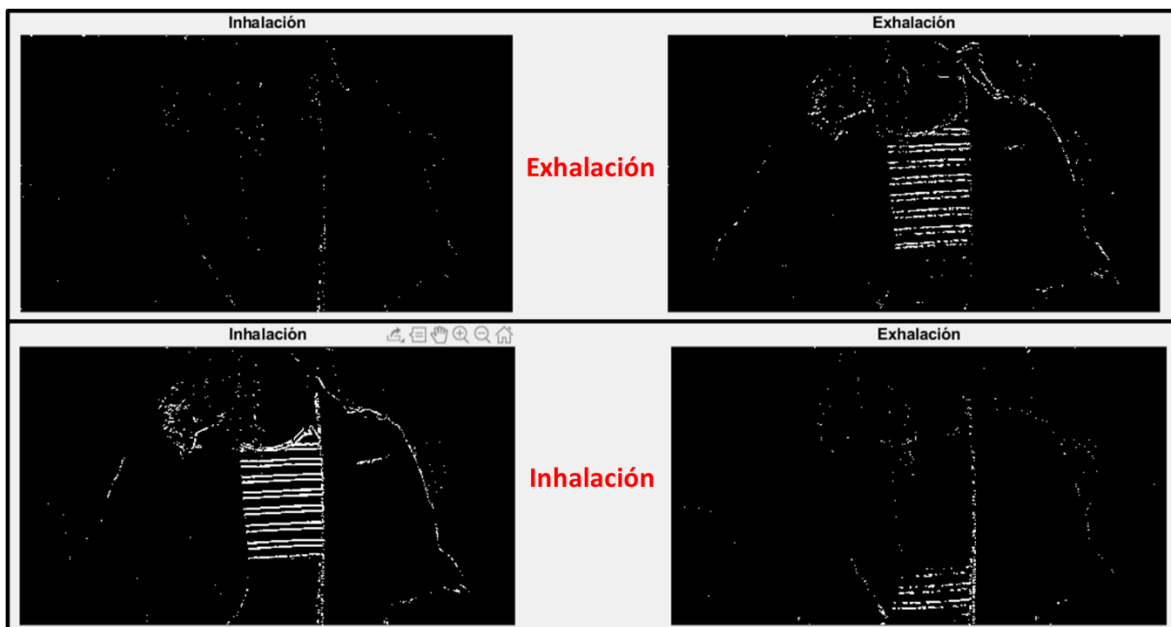
Se define después de una serie de pruebas que los vectores de movimiento relevantes para el análisis son aquellos con magnitudes superiores a los 0.25, y se filtra la matriz de datos con esta información.

Una vez filtrados los vectores por magnitud se utiliza la orientación de los mismos para generar la diferenciación entre el movimiento de la inhalación y el movimiento de la exhalación, esto se realiza a través de la consideración de que si los vectores tienen una orientación mayor a 0 corresponden a una etapa del ciclo respiratorio y si la orientación es menor a 0 pertenecen al ciclo respiratorio opuesto.

Para este objetivo se contabiliza los vectores con orientación mayor a 0 y los vectores menores a 0 y se comparan, si la suma de vectores con orientación mayor a 0 predomina en el fotograma se considera un movimiento de exhalación y si predominan los vectores con orientaciones menores a 0 se considera un movimiento de inhalación, si el movimiento identificado se mantiene durante un número determinado de fotogramas se considera que efectivamente la persona está realizando el movimiento respiratorio correspondiente.

Figura 27

Diferenciación entre exhalación e inhalación



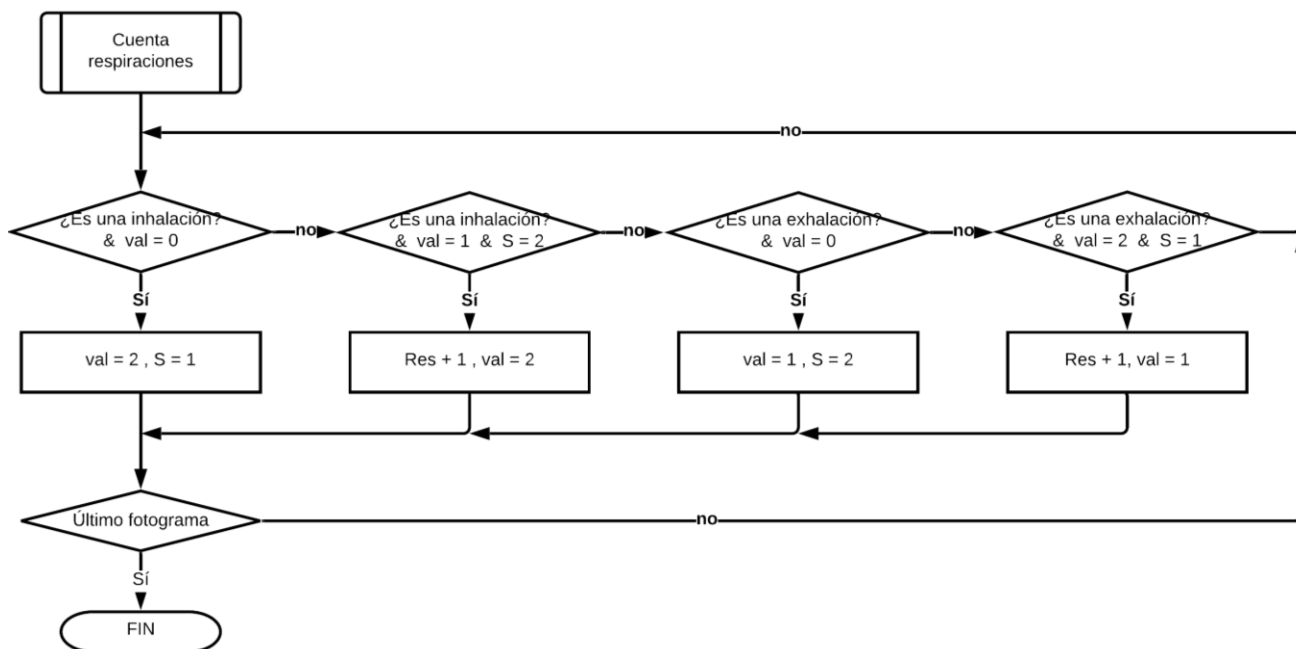
Nota. Se puede observar que los puntos que representan los vectores de movimiento son discretizados y relacionados con los movimientos respiratorios-

Conteo de respiraciones

Una vez identificados los movimientos respiratorios que forman el ciclo de la respiración esta etapa realizará el conteo de las respiraciones que la persona efectúa durante la duración del video y esto lo realiza a través del procedimiento ilustrado en la Figura 28.

Figura 28

Diagrama de flujo de la etapa de conteo de respiraciones



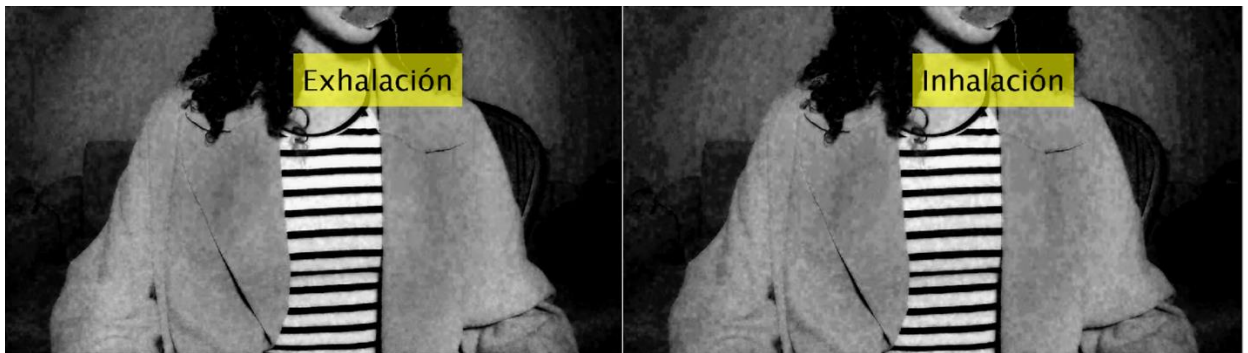
Nota. El algoritmo cuenta las respiraciones identificadas en el video mediante las secuencias presentadas en el diagrama.

Basado en el cambio de un movimiento respiratorio a otro y en el movimiento con el que inicia el video el algoritmo es capaz de contabilizar las respiraciones de una

persona en reposo capturada en video. El número de respiraciones se contabiliza y se multiplica por un factor directamente relacionado a la duración del video, en este caso el video capturado tiene una duración de 20 segundos por lo que el factor multiplicador será de 3.

Figura 29

Reconocimiento de los movimientos respiratorios



Nota. El algoritmo es capaz de diferenciar entre la inhalación y la exhalación utilizando los métodos antes mencionados.

La frecuencia respiratoria calculada se presenta en la pantalla en unidades de respiraciones por minuto.

Interfaz

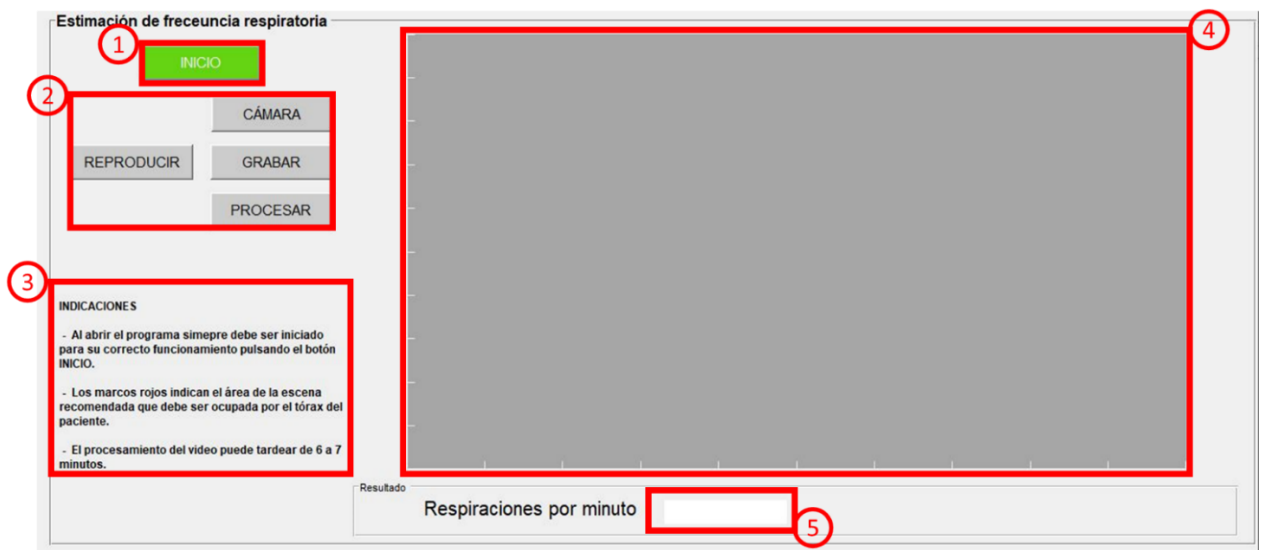
La interfaz es la herramienta que facilita al usuario el entendimiento y uso del programa, esta interfaz se diseñó a través de la herramienta GUI de Matlab y está estructurada de manera que permita ejecutar el programa en el orden correcto y sin inconvenientes.

La interfaz se compone de una sola ventana la cual permite ejecutar y verificar todas las etapas del sistema de estimación de frecuencia respiratoria antes explicado,

esto significa que a través de esta interfaz el usuario puede grabar el video de 20 segundos de la persona, aplicar la magnificación euleriana a este video y analizar el flujo de movimiento del video para determinar la frecuencia respiratoria con el mismo.

Figura 30

Interfaz del programa y sus componentes



Nota. Las diferentes zonas de la interfaz con las que el usuario puede interactuar están enmarcadas en rojo.

La interfaz se compone principalmente de 5 secciones que permiten al usuario interactuar y recibir información:

1) Botón de inicio

Este botón coloca en funcionamiento el programa, debe ser siempre oprimido al iniciar la aplicación.

2) Botones de comandos

Estos cuatro botones permiten al usuario realizar todas las funciones para obtener la estimación de frecuencia respiratoria en un video, desde el visualizar la cámara y grabar el video hasta el análisis.

3) Indicaciones

Esta sección contiene indicaciones generales para dar una dirección al usuario sobre el funcionamiento de la interfaz.

4) Reproductor / Figura

Este panel es utilizado para reproducción de video, e imagen en tiempo real y visualización de mensajes sobre el estado del programa.

5) Resultado

En esta etiqueta se muestra el resultado una vez que el programa haya terminado el procesamiento.

Dependiendo de los botones que se pulsen y la etapa del proceso en que se encuentre el programa la interfaz se mostrará de diferente manera.

Funcionamiento

La interfaz es intuitiva y se ejecutará de tal manera que el programa mantenga una secuencia en la realización de cada etapa de procesamiento.

Figura 31

Inicio del programa



Nota. Solo el botón de INICIO se encuentra activo.

Al iniciar el programa no se encontrarán activas ninguna de las funciones de grabación o procesamiento, únicamente el botón de INICIO se visualiza y se puede pulsar, esto debido a que el botón de INICIO creará e instalará todas las librerías de funciones necesarias para el correcto funcionamiento del algoritmo de magnificación euleriana de video.

Figura 32*Inicialización del programa*

Nota. Mensaje desplegado al presionar el botón de INICIO.

Este mensaje se mostrará en la figura de la interfaz al momento de pulsar el botón de INICIO y se mantendrá en pantalla durante el tiempo que el programa instala las librerías y funciones.

Figura 33*Programa inicializado*

Nota. Mensaje mostrado una vez que termina la inicialización del programa.

Una vez que los paquetes fueron instalados el mensaje mostrado en la figura de la interfaz cambiará al que se observa en la Figura 33, al mismo se desactiva el botón de INICIO ya que no es necesario inicializar nuevamente le programa y aparecerán los dos primeros botones de función CÁMARA y GRABAR.

El botón de CÁMARA permite iniciar el dispositivo de adquisición de video utilizado y observar en la figura de la interfaz la imagen capturada por el dispositivo en tiempo real.

El botón de GRABAR inicia inmediatamente con la grabación del video de 20 segundos de la escena que se encuentre frente al lente del dispositivo de adquisición de video.

Figura 34

Visualización de la cámara



Nota. La figura de la interfaz trabaja como reproductor de video.

Ya sea el escenario en que se presiona el botón de CÁMARA o el caso en que se presione el botón de GRABAR en la figura aparecerá la imagen que está siendo capturada y/o grabada por el dispositivo de adquisición de video, en este caso una cámara web.

También aparecen cuatro esquinas de color rojo dentro de la figura, estas esquinas tienen el propósito de indicar al usuario el área de la imagen donde se recomienda que esté situada la zona del tórax de la persona la cual se le desea estimar la frecuencia respiratoria.

Figura 35

Después de capturar el video



Nota. Mensaje desplegado una vez que el video ha sido grabado.

Después de presionar el botón GRABAR el programa inicia la adquisición del video con las características que necesita el programa, una vez que el video ha sido grabado aparece el mensaje que se muestra en la Figura 35, junto con este mensaje se habilitan los botones de REPRODUCIR y PROCESAR.

Si el botón de REPRODUCIR es presionado el video previamente capturado se reproducirá en la figura de la interfaz, ninguna acción será considerada en el tiempo en que se reproduce el video.

Figura 36

Procesamiento del video



Nota. Acción de la interfaz al presionar el botón de PROCESAR.

Al momento de presionar el botón de PROCESAR se da inicio a la magnificación y análisis de flujo de movimiento del video, en la figura de la interfaz aparece el mensaje mostrado en la Figura 36 para alertar al usuario sobre esto, el procesamiento puede tardar de entre 5 a 7 minutos dependiendo de video.

Durante el procesamiento también se deshabilitan todos los botones de función de la interfaz ya que el presionar cualquiera de estos botones podría interrumpir el procesamiento.

Figura 37

Presentación de resultados



Nota. Acción de la interfaz al terminar el análisis del video.

Una vez que el programa haya terminado con el análisis del video y haya estimado la frecuencia respiratoria de la persona se mostrara en la figura de la interfaz el mensaje que aparece en Figura 37, al mismo tiempo el valor correspondiente a las respiraciones por minuto de la persona aparece en el cuadro de texto en la parte inferior de la interfaz.

Resultados

Una vez se encontraba en funcionamiento el sistema completo de monitoreo de frecuencia respiratoria y el circuito de monitoreo en base a termistores se procedió a ejecutar la etapa de pruebas donde todos los sistemas desarrollados trabajarían simultáneamente.

Protocolo de pruebas

En el protocolo se detallan detenidamente los diferentes pasos que se ejecutaron para cuantificar y determinar el desempeño del programa desarrollado.

La prueba consiste en grabar un video de un minuto de la persona tomando todas las consideraciones para garantizar el funcionamiento del algoritmo, durante la grabación la persona usa el sensor termistor en conjunto con el circuito de monitoreo para comparar ambas medidas de frecuencia respiratoria, simultáneamente la persona cuenta las respiraciones que realiza y una segunda persona actúa de observador contando también las respiraciones de la persona en prueba.

La prueba se realiza con tres diferentes iluminaciones, iluminación alta y difusa, iluminación escasa e iluminación direccional.

Figura 38

Diferentes iluminaciones utilizadas en la etapa de pruebas



Direccional

Alta y difusa

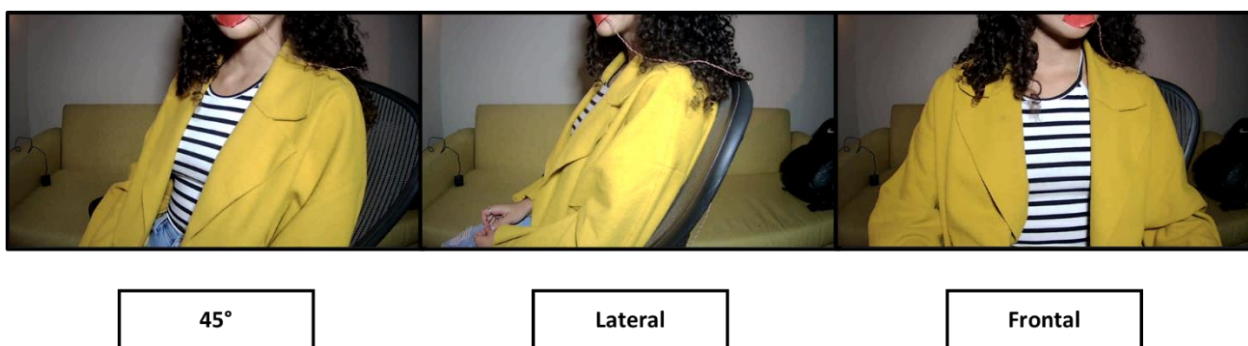
Baja

Nota. La luz impacta directamente en el sujeto de prueba y la escena completa dificultando o facilitando el análisis.

Además, se realiza con la persona sentada frente a la cámara en tres diferentes posiciones, posición frontal, lateral y con una rotación de 45°.

Figura 39

Diferentes posiciones utilizadas en la etapa de pruebas



Nota. La dirección y magnitud de los movimientos respiratorios variaran de acuerdo con la posición en que la persona se encuentra.

Este procedimiento se realizó en cinco personas diferentes.

El video capturado de un minuto posteriormente se divide en tres videos de veinte segundos y se aplica la magnificación euleriana y el análisis de flujo de movimiento en cada uno para.

Resultados de las pruebas

El procesamiento se realizó en los 135 videos obtenidos de las 5 personas de prueba en 3 posiciones diferentes y con 3 iluminaciones diferentes, las pruebas se hicieron dos veces para cada video con una configuración diferente en el algoritmo lo

que resultó en aproximadamente 32 horas de procesamiento de datos que arrojaron los siguientes valores.

Tabla 7

Resultados de las pruebas en posición frontal

| Persona | Iluminación | Real (r/m) | Observador (r/m) | Circuito (r/m) | Algoritmo (r/m) |
|---------|-------------|------------|------------------|----------------|-----------------|
| 1 | L1 | 21 | 22 | 23 | 24 |
| | L2 | 21 | 20 | 22 | 23 |
| | L3 | 22 | 21 | 20 | 23 |
| 2 | L1 | 20 | 20 | 24 | 20 |
| | L2 | 18 | 18 | 24 | 18 |
| | L3 | 20 | 20 | 20 | 20 |
| 3 | L1 | 18 | 18 | 21 | 18 |
| | L2 | 19 | 19 | 20 | 18 |
| | L3 | 17 | 17 | 18 | 17 |
| 4 | L1 | 11 | 11 | 11 | 12 |
| | L2 | 20 | 19 | 21 | 20 |
| | L3 | 7 | 7 | 8 | 11 |
| 5 | L1 | 21 | 21 | 21 | 22 |
| | L2 | 21 | 21 | 22 | 21 |
| | L3 | 21 | 21 | 21 | 22 |

Nota. La primera columna corresponde a la persona de la que se realiza la prueba, la segunda columna corresponde al tipo de iluminación siendo L1 iluminación direccional, L2 iluminación alta y difusa y L3 iluminación baja.

Tabla 8

Resultados de las pruebas en posición a 45 grados

| Persona | Iluminación | Real (r/m) | Observador (r/m) | Circuito (r/m) | Algoritmo (r/m) |
|---------|-------------|------------|------------------|----------------|-----------------|
| 1 | L1 | 20 | 20 | 21 | 26 |
| | L2 | 20 | 19 | 19 | 20 |
| | L3 | 20 | 20 | 20 | 20 |
| 2 | L1 | 19 | 19 | 19 | 19 |
| | L2 | 20 | 20 | 24 | 20 |
| | L3 | 22 | 22 | 22 | 21 |
| 3 | L1 | 17 | 17 | 18 | 16 |
| | L2 | 15 | 15 | 15 | 15 |
| | L3 | 18 | 18 | 20 | 17 |
| 4 | L1 | 21 | 21 | 22 | 21 |
| | L2 | 18 | 18 | 18 | 19 |
| | L3 | 18 | 18 | 19 | 19 |
| 5 | L1 | 19 | 18 | 19 | 21 |
| | L2 | 17 | 17 | 18 | 17 |
| | L3 | 20 | 20 | 20 | 19 |

Nota. La primera columna corresponde a la persona de la que se realiza la prueba, la segunda columna corresponde al tipo de iluminación siendo L1 iluminación direccional, L2 iluminación alta y difusa y L3 iluminación baja.

Tabla 9

Resultados de las pruebas en posición lateral

| Persona | Iluminación | Real (r/m) | Observador (r/m) | Circuito (r/m) | Algoritmo (r/m) |
|---------|-------------|------------|------------------|----------------|-----------------|
| 1 | L1 | 23 | 23 | 20 | 30 |
| | L2 | 18 | 18 | 19 | 22 |
| | L3 | 19 | 20 | 21 | 22 |
| 2 | L1 | 20 | 20 | 24 | 22 |
| | L2 | 20 | 20 | 24 | 23 |
| | L3 | 20 | 19 | 21 | 19 |
| 3 | L1 | 16 | 15 | 16 | 16 |
| | L2 | 14 | 14 | 14 | 14 |
| | L3 | 14 | 14 | 15 | 14 |
| 4 | L1 | 19 | 19 | 19 | 21 |
| | L2 | 20 | 20 | 18 | 20 |
| | L3 | 17 | 17 | 18 | 19 |
| 5 | L1 | 19 | 19 | 19 | 20 |
| | L2 | 16 | 16 | 15 | 20 |
| | L3 | 19 | 18 | 20 | 17 |

Nota. La primera columna corresponde a la persona de la que se realiza la prueba, la segunda columna corresponde al tipo de iluminación siendo L1 iluminación direccional, L2 iluminación alta y difusa y L3 iluminación baja.

A partir de los datos estimados mediante los dos métodos se obtiene puede obtener la precisión de cada método y la precisión que estos tienen ante diferentes los diferentes factores que intervienen en el proceso.

Tabla 10

Precisión del algoritmo según la persona

| Persona | Precisión del algoritmo |
|---------|-------------------------|
| 1 | 86% |
| 2 | 96% |
| 3 | 98% |
| 4 | 91% |
| 5 | 93% |

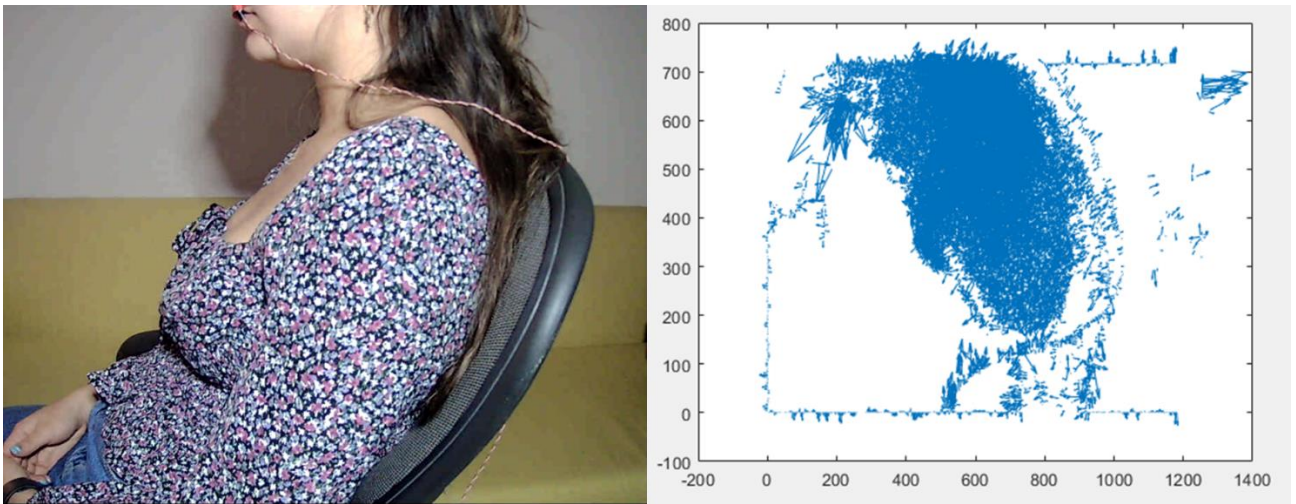
Nota. Con esta tabla se intenta encontrar características de las personas que afecten directamente el procesamiento.

En la Tabla 10 se observa que el rango de precisión que maneja el algoritmo donde para la mayoría de las personas es de 91% a 98%, sin embargo, existe una persona que presenta una precisión significativamente más baja que el resto para todas las pruebas realizadas.

Después de analizar detenidamente el procesamiento y estimación de la frecuencia respiratoria se concluyó que el factor que compromete la precisión del algoritmo es el patrón de la vestimenta que la persona utilizó durante las pruebas.

Figura 40

Vectores de movimiento de la persona 1 en la etapa de pruebas



Nota. La imagen de la izquierda muestra a la persona en la posición lateral con la iluminación direccional, la imagen de la derecha muestra el flujo de movimiento de la imagen en forma de vectores.

En la Figura 35 se puede apreciar que el patrón de flores azules, blancas y rosas de la prenda de ropa que la persona está usando genera una gran densidad de vectores de movimiento los cuales tienen magnitudes y direcciones sin un orden específico, este conjunto de vectores en la mayoría de los casos no permite que el movimiento de la respiración sea identificado correctamente.

Tabla 11

Precisión del algoritmo según el tipo de luz

| Tipo de luz | Precisión del algoritmo |
|--------------------|--------------------------------|
| Direccional | 91% |
| Alta y difusa | 94% |
| Baja | 92% |

Nota. Permite identificar el tipo de luz que favorece de mejor manera al reconocimiento de la frecuencia respiratoria.

La Tabla 11 indica que el algoritmo funciona por sobre el 90% de precisión para todos los tipos de luz que se probaron, sin embargo, existen una diferencia de hasta el 3% del error entre los distintos tipos de luz.

Como era esperado el procesamiento tiene la menor precisión con la iluminación de menor calidad ya que los detalles son ocultados por la sombra, la diferencia que existe entre la iluminación difusa alta y la iluminación direccional es que esta última proyecta sombras en el fondo de la escena las cuales también serán magnificadas y por consiguiente procesadas, dependiendo de la escena estas sombras pueden generar un error en la estimación de la frecuencia respiratoria.

Tabla 12

Precisión del algoritmo según la posición de la persona

| Posición | Precisión del algoritmo |
|-----------------|--------------------------------|
| Frontal | 96% |
| 45° | 97% |
| Lateral | 94% |

Nota. Los datos sobre la precisión del algoritmo en este caso permiten determinar la posición en la cual la estimación será funcionará de mejor manera.

Mientras que en las posiciones frontal y con ángulo de 45° el algoritmo presenta valores de precisión bastante similares, la precisión disminuye cuando la persona se encuentra de costado o perfil y esto se debe principalmente a que la zona de interés, en este caso el tórax de la persona va a ocupar una menor área dentro de la escena y a su vez el movimiento puede presentarse en un mayor rango de orientaciones simultáneamente.

Tabla 13

Precisión del algoritmo frente a la precisión del circuito con termistor

| Sistema | Precisión del algoritmo |
|-------------------------|--------------------------------|
| Magnificación Euleriana | 95.50% |
| Circuito con termistor | 94.71% |

Nota. Presenta los valores comprobados después de la etapa de pruebas para la precisión tanto del sistema en base a magnificación euleriana como del sistema en base a termistores.

Para la comprobación de la efectividad de los sistemas de monitoreo de frecuencia respiratoria se usó como referencia el conteo de respiraciones que la persona realizada de su propia respiración durante la toma de datos arrojando los resultados presentados en la Tabla 13.

Se puede comprobar que ambos sistemas mantienen una precisión similar considerando que el sistema en base a visión supera al sistema en base a sensor térmico tan solo por el 0.79%.

El sistema de monitoreo de respiración en base a termistores funciona a su vez como referencia para el sistema de monitoreo por visión demostrando que este llega a tener una precisión similar e incluso mejor que este sistema previamente estudiado y comprobado.

Conclusiones

El realizar el análisis de flujo de movimiento filtrando los vectores de movimiento por su magnitud permite que en análisis se pueda realizar con la persona en cualquier posición y ángulo, es cierto que existen posiciones que garantizan un mejor desempeño del programa, pero para el algoritmo desarrollado son recomendaciones más no limitantes.

A diferencia de lo que sucede con otros programas de visión por computador se debe tener más cuidado con la iluminación, figuras o posiciones, para este programa la mayor limitante son los factores que puedan generar volúmenes innecesarios de vectores de movimiento o diversificar demasiado la orientación de estos vectores como se comprobó en la etapa de pruebas, estos factores pueden ser patrones complejos que estén en movimiento dentro de la escena.

A pesar de que los dos sistemas de estimación de la frecuencia respiratoria utilizados trabajan con variables físicas diferentes, el circuito en base a la temperatura medida por el termistor y el programa con el espectro óptico captado por la cámara, la precisión a la que puede llegarse con ambos sistemas es bastante similar, esto a su vez permite comprobar el buen funcionamiento del algoritmo.

El sistema desarrollado provee de una manera sencilla de estimar la frecuencia respiratoria de una persona sin la necesidad del contacto o la presencia de personal capacitada, esto se complementa con la interfaz que permite ejecutar completamente el algoritmo sin necesidad de conocer las funciones que emplea, esto facilita su uso para cualquier persona.

Las operaciones que el algoritmo de magnificación euleriana ejecuta sobre el video para magnificar los movimientos sutiles e imperceptibles lo convierten en un programa robusto que no puede ser trabajado en tiempo real.

El procesamiento tanto de magnificación euleriana como de análisis de flujo de movimiento se realiza fotograma por fotograma y además es secuencial por lo que el segundo proceso no comenzará hasta que haya terminado el primero, esto general que el procesamiento sea largo, además también dependerá de la extensión del video, para los videos capturados de 20 segundo el programa tarda alrededor de 5 a 7 minutos en arrojar un resultado.

El trabajar con videos de menos de un minuto inmediatamente vuelven posible una disminución en la precisión del programa esto debido a que el resultado final debe ser multiplicado por una constante para obtener la unidad de “respiraciones por minuto”, esta multiplicación puede arrojar valores que estén 1 o 2 respiraciones por encima o debajo del valor real.

Recomendaciones

Para obtener resultados precisos se debe respetar y aplicar las recomendaciones al momento de grabar el video como es el área de la escena que debe ocupar el tórax de la persona y el fondo sin movimiento. Se debe recordar que tanto el algoritmo de magnificación euleriana como el de análisis del flujo de movimiento analizan toda la imagen y en ciertos casos no será capaz de diferenciar entre el movimiento respiratorio y el ruido en el video.

El uso de la interfaz debe ser guiado por las indicaciones y alertas que se presentan durante su funcionamiento para una estimación sin inconvenientes, adicional a esto, no se deben presionar los botones de la interfaz repetidas veces, simultáneamente o presionarse mientras se está ejecutando otra acción, esto demora el procesamiento.

Referencias

- Aguilar, W. G., & Angulo, C. (2014). Real-time video stabilization without phantom movements for micro aerial vehicles. *EURASIP Journal on Image and Video Processing*, 1, 1-13.
- Aguilar, W. G., & Angulo, C. (2016). Real-Time Model-Based Video Stabilization for Microaerial Vehicles. *Neural Processing Letters*, 43(2), 459-477.
- Aguilar, W. G., & Morales, S. (2016). 3D Environment Mapping Using the Kinect V2 and Path Planning Based on RRT Algorithms. *Electronics*, 5(4), 70.
- Aguilar, W. G., Álvarez, L., Grijalva, S., & Rojas, I. (2019). Monocular Vision-Based Dynamic Moving Obstacles Detection and Avoidance. En *Lecture Notes in Computer Science* (págs. 386-398).
- Aguilar, W. G., Angulo, C., & Costa-Castello, R. (2017). Autonomous Navigation Control for Quadrotors in Trajectories Tracking. En *Lecture Notes in Computer Science* (págs. 287-297).
- Aguilar, W. G., Angulo, C., & Pardo, J. A. (2017). Motion intention optimization for multirotor robust video stabilization. *Chilean Conference on Electrical, Electronics Engineering, Information and Communication Technologies (CHILECON)*. Pucón, Chile.
- Aguilar, W. G., Casalglla, V. P., & Pólit, J. L. (2017). Obstacle Avoidance Based-Visual Navigation for Micro Aerial Vehicles. *Electronics*, 6(1), 10.
- Aguilar, W. G., Cobeña, B., Rodriguez, G., Salcedo, V. S., & Collaguazo, B. (2018). SVM and RGB-D Sensor Based Gesture Recognition for UAV Control. *International Conference on Augmented Reality, Virtual Reality and Computer Graphics* (págs. 713-719). Springer.
- Aguilar, W. G., Luna, M. A., Moya, J. F., Abad, V., Parra, H., & Ruiz, H. (2017). Pedestrian detection for UAVs using cascade classifiers with meanshift. *IEEE 11th international conference on semantic computing (ICSC)*.
- Aguilar, W. G., Luna, M. A., Moya, J. F., Abad, V., Ruiz, H., Parra, H., & Angulo, C. (2017). Pedestrian Detection for UAVs Using Cascade Classifiers and Saliency Maps. En *Lecture Notes in Computer Science* (págs. 563-574).
- Aguilar, W. G., Luna, M. A., Ruiz, H., Moya, J. F., Luna, M. P., Abad, V., & Parra, H. (2017). Statistical Abnormal Crowd Behavior Detection and Simulation for Real-Time Applications. En *Lecture Notes in Computer Science* (págs. 671-682).
- Aguilar, W. G., Manosalvas, J. F., Guillén, J. A., & Collaguazo, B. (2018). Robust Motion Estimation Based on Multiple Monocular Camera for Indoor Autonomous Navigation of Micro Aerial Vehicle. *International Conference on Augmented Reality, Virtual Reality and Computer Graphics* (págs. 547-561). Springer.

- Aguilar, W. G., Quisaguano, F. J., Alvarez, L. G., Pardo, J. A., & Zahira, P. (2018). Monocular depth perception on a micro-UAV using convolutional neuronal networks. En *Lecture Notes in Computer Science* (págs. 392-397).
- Aguilar, W. G., Quisaguano, F. J., Rodríguez, G. A., Alvarez, L. G., Limaico, A., & S, S. D. (2018). Convolutional neuronal networks based monocular object detection and depth perception for micro UAVs. En *Lecture Notes in Computer Science* (págs. 401-410).
- Aguilar, W. G., Rodríguez, G. A., Álvarez, L., Sandoval, S., Quisaguano, F., & Limaico, A. (2017). On-Board Visual SLAM on a UGV Using a RGB-D Camera. En *Lecture Notes in Computer Science* (págs. 298-308).
- Aguilar, W. G., Rodríguez, G. A., Álvarez, L., Sandoval, S., Quisaguano, F., & Limaico, A. (2017). Real-Time 3D Modeling with a RGB-D Camera and On-Board Processing. En *Lecture Notes in Computer Science* (págs. 410-419).
- Aguilar, W. G., Rodríguez, G. A., Álvarez, L., Sandoval, S., Quisaguano, F., & Limaico, A. (2017). Visual SLAM with a RGB-D Camera on a Quadrotor UAV Using on-Board Processing. En *Lecture Notes in Computer Science* (págs. 596-606).
- Aguilar, W. G., Salcedo, V., Sandoval, D., & Cobeña, B. (2017). Developing of a Video-Based Model for UAV Autonomous Navigation. *Communications in Computer and Information Science*, 94-105.
- Alam, S., Singh, S., & Abeyratne, U. (2017). Considerations of handheld respiratory rate estimation via a stabilized Video Magnification approach. *39th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC)*, 4293-4296.
- Alinovi, D., Cattani, L., Ferrari, G., Pisani, F., & Raheli, R. (2015). Spatio-temporal video processing for respiratory rate estimation. *IEEE International Symposium on Medical Measurements and Applications (MeMeA) Proceedings*, 12-17.
- AL-Khalidi, F., Saatchi, R., Burke, D., Elphick, H., & Tan, S. (2011). Respiration Rate Monitoring Methods: A Review. *Pediatric Pulmonology*(46), 523–529.
- Almeida, C., Almeida, A., & Forti, E. (2007). Effects of kangaroo mother care on the vital signs of low-weight pre term newborns. *Rev Bras Fisioter*, 11, 1-5.
- Alvear Puertas, V., Rosero montalvo, P., Peluffo Ordóñez, D., & Pijal Rojas, J. (2017). Internet de las Cosas y Visión Artificial, Funcionamiento y Aplicaciones: Revisión de Literatura. *Enfoque UTE*, 1, 244 - 256.
- Amaguaña, F., Collaguazo, B., Tituaña, J., & Aguilar, W. G. (2018). Simulation System Based on Augmented Reality for Optimization of Training Tactics on Military Operations. *International Conference on Augmented Reality, Virtual Reality and Computer Graphics* (págs. 394-403). Springer.
- Andrea, C. C., Byron, J. Q., Jorge, P. I., Inti, T. C., & Aguilar, W. G. (2018). Geolocation and Counting of People with Aerial Thermal Imaging for Rescue Purposes. *International*

Conference on Augmented Reality, Virtual Reality and Computer Graphics (págs. 171-182). Springer.

- Aoki, H., Y. T., Mimura, k., & Nakajima, M. (2001). Development of on-restrictive sensing system for sleeping person using fibre rating vision sensor. *Proceedings of 2001 International Symposium on Micromechatronics and Human Science*, 155-160.
- Arbour, C., & Gélinas, C. (2010). are vital signs valid indicators for tors for the assessment of pain in postoperative cardiac surgery ICU adults? *Crit Care Nurse*, 26, 83-90.
- Arduino. (2021). *ARDUINO MEGA 2560 REV3*. Obtenido de Store Arduino: <https://store.arduino.cc/usa/mega-2560-r3>
- Argénte, H., & Álvarez, M. (2005). *Semiología médica, fisiopatología, semiotecnia y propedéutica. Enseñanza basada en el paciente*. Buenos Aires: Editorial médica panamericana.
- Avalos González, M., Limonta, S., Mariño Membribes, E., & Hernández Valdéz, G. (2009). Síndrome de muerte súbita del lactante. *Revista Cubana de Medicina General Integral*, 25(2), 1-6.
- Ayache, N. (1995). Medical computer vision, virtual reality and robotics. *Image and Vision Computing*, 13(4), 295-313.
- Báez Camacho, M., & Ariza Carvajal, M. (1996). *Measures of pulse oximetry, carbon dioxide, cardiac frequency and respiratory frequency on basal conditions in children at concentración Los Angeles*. Obtenido de bvsalud - LILACS: <http://bases.bireme.br/cgi-bin/wxislind.exe/iah/online/?IsisScript=iah/iah.xis&src=google&base=LILACS&lang=p&nxtAction=lnk&exprSearch=190352&indexSearch=ID>
- Basantes, J., Godoy, L., Carvajal, T., Castro, R., Toulkeridis, T., Fuertes, W., . . . Addison, A. (2018). Capture and processing of geospatial data with laser scanner system for 3D modeling and virtual reality of Amazonian Caves. *IEEE Ecuador Technical Chapters Meeting (ETCM)*. Samborondón, Ecuador.
- Beauchemin, S., & Barron, J. (1995). The computation of optical flow. *ACM Computing Surveys*, 27(3), 433-466.
- Buschmann, J. (1993). *Patente nº 5,241,300*. U.S.
- Cabras, P., Rosell, J., Pérez, A., Aguilar, W. G., & Rosell, A. (2011). Haptic-based navigation for the virtual bronchoscopy. *18th IFAC World Congress*. Milano, Italy.
- Caiza, O., Aguilar, W. G., Albán, P., & Fernández, Y. (2020). Kinect and Manipulator-Based Sample Collection System for Military Robot. En *Smart Innovation, Systems and Technologies* (págs. 75-87).
- Calderón, M., Aguilar, W. G., & Merizalde, D. (2020). Visual-Based Real-Time Detection Using Neural Networks and Micro-UAVs for Military Operations. En *Smart Innovation, Systems and Technologies* (págs. 55-64).

- Campos, F., & Calado, J. (2009). Approaches to human arm movement control A review. *Annual reviews in control*, 33(1), 69-77.
- Cañas, M., Valencia, M., Restrepo, B., & Holguín, G. (2007). Sistema de visión artificial para el registro de densidad peatonal en tiempo real. *Scientia et technica*, 1(35), 79-83.
- Carfagni, M., Furferi, R., & Governi, L. (2005). A real-time machine-vision system for monitoring the textile raising process. *Computers in Industry*, 56(8), 831-842.
- Carrasco Sosa, S., Gaitán González, J., González Camarena, R., Yáñez Suárez, O., & Ríos Amezcua, E. (2001). Dispositivo electrónico para el control de la frecuencia respiratoria: Impacto en la reproducibilidad de la variabilidad de la frecuencia cardiaca. *Revista mexicana de ingeniería biomédica*, 22(2), 61-66.
- Chacon Baltazar, O., Choque Campero, A., Choquecallata Mamani, O., & Choquecallata, R. (2010). Valor Normal de los Signos Vitales en Adultos de la Provincia Cercado debido a la Altura. *Rev Cient Cienc Med*, 13, 19-21.
- Chella, A., & Macaluso, I. (2009). The perception loop in CiceRobot, a museum guide robot. *Neurocomputing*, 72(4), 760-766.
- Cobo, D. (2011). Signos vitales en pediatría. *Gastrohnutp*, 13, 58-70.
- Collado, J., Hilario, C., Armingol, J., & De la Escalera, A. (2003). Visión por computador para vehículos inteligentes. *XXIV Jornadas de Automática*.
- Corbishley, P., & Rodriguez-Villegas, E. (2008). Breathing detection: toward a miniaturised, wearable, battery-operated monitoring system. *IEEE Trans Biomed Eng*, 55, 196-204.
- Cretikos, M., Bellomo, R., Hillman, K., Chen, J., Finfer, S., & Flabouris, A. (2008). Respiratory rate: the neglected vital sign. *MJA*, 188, 657-659.
- De La Escalera Hueso, A. (2018). *Visión por computador*.
- Deshmukh, M., & Panditrao, A. (2012). Design and development of thermistor based sensor for spirometry. *2012 IEEE Students' Conference on Electrical, Electronics and Computer Science*, 1-3.
- Durand, F., & Freeman, W. (junio de 2015). *MIT CSAIL*. Obtenido de Video magnification: <http://people.csail.mit.edu/mrub/vidmag/>
- Evans, D., Hodgkinson, B., & Berry, J. (2001). Vital signs in hospital patients: a systematic review. *Int J Nurs Stud*, 38, 643-650.
- Expósito Gallardo, M., & Ávila Ávila, R. (2008). Aplicaciones de la inteligencia artificial en la Medicina: perspectivas y problemas. *Acimed*, 17(5), 1-12.
- Folke, M., Cernerud, L., Ekstorm, M., & Hok, B. (2003). Critical review of non-invasive respiratory monitoring in medical care. *Medical & Biological Engineering & Computing*, 41, 377-383.

- Folke, M., Granstedt, F., Hok, B., & Scheer, H. (2002). Comparative provocation test of respiratory monitoring methods. *J. Clin. Nonit.*, *17*, 97-103.
- Frigola, M., Amat, J., & Pagés, J. (2002). Vision based respiratory monitoring system. *Proceedings of the 10th Mediterranean Conference on Control and Automation*, 15-20.
- Galarza, J., Pérez, E., Serrano, E., Tapia, A., & G, A. W. (2018). Pose estimation based on monocular visual odometry and lane detection for intelligent vehicles. En *Lecture Notes in Computer Science* (págs. 562-566).
- Galindo, R., Aguilar, W. G., & Reyes Ch, R. P. (2019). Landmark based eye ratio estimation for driver fatigue detection. En *Lecture Notes in Computer Science* (págs. 565-576). Germany: Springer.
- García S, I., & Caranqui, V. (2015). La visión artificial y sus campos de aplicación. *Tierra infinita*, *1*, 94-103.
- Goldwater, P. (2004). SIDS pathogenesis: pathological findings indicate infection and inflammatory responses are involved. *FEMS Immunology and Medical Microbiology*, *42*, 11-20.
- Gómez L, C., Florez, I., Morales M, O., Bermúdez C, M., Aguilar H, J., & López V, L. (2013). Correlación entre la fiebre y la frecuencia respiratoria en menores de 5 años. *Revista chilena de pediatría*, *84*(4), 409-416.
- Greneker, E. (1997). Radar sensing of heartbeat and respiration at a distance with applications of the technology. *Radar*, 150-154.
- Grijalva, S., & Aguilar, W. G. (2019). Landmark-Based Virtual Path Estimation for Assisted UAV FPV Tele-Operation with Augmented Reality. En *Lecture Notes in Computer Science* (págs. 688-700).
- Grijalva, S., Cueva, G., Ramírez, D., & G, A. W. (2019). HSVM-Based Human Activity Recognition Using Smartphones. En *Lecture Notes in Computer Science* (págs. 217-228).
- Gupta, M., & Qudsi, H. (2013). Low-Cost, Thermistor Based Respiration Monitor. *2013 29th Southern Biomedical Engineering Conference*, 23-24.
- Harriesa, A., Zachariah, R., Kapurd, A., Jahne, A., & Enarsona, D. (2009). the vital signs of chronic disease management. *Trans. R. Soc. Trop. Med. Hyg*, *103*, 537-540.
- He, X., Goubran, R., & Knoefel, F. (2017). IR Night Vision Video-Based Estimation of Heart and Respiration Rates. *IEEE Sensors application symposium (SAS)*, 1-5.
- Horn, B., & Schunck, B. (1981). Determining optical flow. *Artificial Intelligence*, *17*(3), 185-203.
- Hsu, C., & Chow, C. (2005). Design and clinic monitoring of monitoring of a newly developed non-attached infant apnea monitor. *Biomedical Engineering, Taiwan, Province De Chine*, *17*, 126-133.

- Hurtado Otálora, C. (2020). *Estimación óptica remota de la frecuencia respiratoria como método no invasivo*. Santiago de Cali: Universidad autónoma de occidente.
- Ivashov, S., Razevig, V., Sheyko, A., & Vasilyev, I. (2004). Detection of Human Breathing and Heartbeat by Remote Radar. *Progress in Electromagnetic Research Symposium*, 663-666.
- Jane, C., Salter, C., Wilkes, L., & Scott, J. (2006). Clinicians' responses spones to abnormal vital signs in an emergency department. *Aust Crit Care*, 19, 66-72.
- Jaramillo, Z., & Agudelo, G. (2010). *Manual de semiología vascular*. Manizales: Editorial Universidad de Caldas Ciencias para la salud.
- Jara-Olmedo, A., Medina-Pazmiño, W., Mesías, R., Araujo-Villaroel, B., Aguilar, W. G., & Pardo, J. A. (2018). Interface of Optimal Electro-Optical/Infrared for Unmanned Aerial Vehicles. *En Smart Innovation, Systems and Technologies* (págs. 372-380).
- Jara-Olmedo, A., Medina-Pazmiño, W., Tozer, T., Aguilar, W. G., & Pardo, J. A. (2018). E-services from Emergency Communication Network: Aerial Platform Evaluation. *International Conference on eDemocracy & eGovernment (ICEDEG)* (págs. 251-256). IEEE.
- Jiménez Pallares, A. (2020). *Diseño electrónico de un sensor capacitivo para la medida de frecuencia respiratoria*. Sevilla: Dpto. Teoría de la Señal y Comunicaciones Escuela Técnica Superior de Ingeniería Universidad de Sevilla.
- Kamble, K., Jagtap, N., Patil, R., & Bhurane, A. (2015). A Review: Eulerian Video Motion Magnification. *International Journal of Innovative Research in Computer and Communication Engineering*, 3(3), 2384-2390.
- Lee-Chiong, L. (2006). *Sleep: a comprehensive handbook*. John Wiley and Sons Inc.
- Li, M., Yadollahi, A., & Taati, B. (2014). A Non-Contact Vision-Based System for Respiratory Rate Estimation. *Annual international conference of the IEEE engenieering in medicine and biology society*, 2119-2122.
- Lillo, J. (1995). Flujo óptico y conducción: características generales y velocidad percibida. *Anuario de psicología*, 65, 101-112.
- Liu, C., Torralba, A., Freeman, W., Durand, F., & Adelson, E. (2005). Motion Magnification. *ACM Transactions on Graphics*, 24(3), 519–526.
- Mack, M. (2001). Cirugía robótica mínimamente invasiva. *Journal of the american*, 63-73.
- Malakuti, K., & Brnazan Albu, A. (2010). Towards an Intelligent Bed Sensor: Non-intrusive Monitoring of Sleep Irregularities with Computer Vision Techniques. *International Conference on Pattern Recognition*, 4004-4007.
- Matturri, L., Ottaviani, G., Ramos, S., & Rossi, L. (2000). Sudden Infant Death Syndrome (SIDS): A Study of Cardiac Conduction System. *Cardiovascular Pathology*, 9(3), 137-145.
- Mazzei, E., & Rozman, C. (1978). *Semiotecnia y fisiopatología*. Buenos Aires: Editorial Librería El Ateneo.

- Meinhardt-Llopis, E., & Sánchez, J. (2012). Horn-schunck optical flow with a multi-scale strategy. *Image Processing on line*.
- Merizalde, D., Aguilar, W. G., & Calderón, M. (2020). Autonomous Navigation Based on Proportional Controller with GPS Setpoint for UAV in External Environments. En *Smart Innovation, Systems and Technologies* (págs. 89-99).
- Mery, D. (2004). *Visión por computador*. Santiago de Chile: Departamento de Ciencia de la Computación Universidad Católica de Chile.
- Molinari, L., Quadrelli, S., Tabaj, G., Salvado, A., & Chertcoff, J. (2009). Factores predictores de la caída de la saturación de oxígeno durante la caminata de 6 minutos en la fibrosis pulmonar idiopática. instituto de Enfermedades intersticiales del Pulmón. Hospital Británico de Buenos aires. *Rev. amer. med. respiratoria*, 9, 175-180.
- Montoya Holguín, C., Cortés Osorio, J., & Chaves Osorio, J. (2014). Sistema automático de reconocimiento de frutas basado en visión por computador. *Ingeniare. Revista chilena de ingeniería*, 22(4), 504-516.
- Munkel Ramírez, L., Durón González, R., & Bolaños Morera, P. (2018). Síndrome de muerte súbita del lactante. *Medicina legal de Costa Rica*, 35(1), 1-10.
- Naccarato, M., Leviner, S., Proehl, J., Barnason, S., Brim, C., Crowley, M., & Lindauer, C. (2012). Emergency nursing resource: orthostatic vital signs what orthostatic vital sign Procedure is needed to detect significant fluid volume alteration in adult and pediatric patients? *Italia: Emergency Nursing Resources Development Committee*, 38, 1-14.
- Noguéz, M., & Benarroch, E. (2011). Alteraciones del control respiratorio y de la unidad motora respiratoria. *Neurología Argentina*, 3(3), 167–175.
- Orbea, D., Moposita, J., Aguilar, W. G., Paredes, M., León, G., & Jara-Olmedo, A. (2017). Math Model of UAV Multi Rotor Prototype with Fixed Wing Aerodynamic Structure for a Flight Simulator. En *Lecture Notes in Computer Science* (págs. 199-211).
- Orbea, D., Moposita, J., Aguilar, W. G., Paredes, M., Reyes, R. P., & Montoya, L. (2017). Vertical take off and landing with fixed rotor. *Chilean Conference on Electrical, Electronics Engineering, Information and Communication Technologies (CHILECON)*. Pucón, Chile.
- Ordóñez, C., Cabo, C., Menéndez, A., & Bello, A. (2018). Detection of human vital signs in hazardous environments by means of video magnification. *PLoS ONE*, 13(4), 1-15.
- Pardo, J. A., Aguilar, W. G., & Toulkeridis, T. (2017). Wireless communication system for the transmission of thermal images from a UAV. *Chilean Conference on Electrical, Electronics Engineering, Information and Communication Technologies (CHILECON)*. Pucón, Chile.
- Penagos, S., Salazar, L., & Vera, F. (2005). Control de signos vitales. En F. Cardioinfantil, *Guía para manejo de urgencias* (págs. 1495-1473). Bogotá.
- Pérez Grassi, A., & Puente León, F. (2006). Vision artificial. *AIDIMA*, 26-27.

- Perez, W., & Tobin, M. (1985). Separation of factors responsible for change in breathing pattern induced by instrumentation. *J. Appl. Physiol.*, 59, 1515-1520.
- Pun, T., Gerig, G., & Ratib, O. (1994). IMAGE ANALYSIS AND COMPUTER VISION IN MEDICINE. *Computerized Medical Imaging and Graphics*, 18(2), 85-96.
- Rao, K., & Sudarshan, B. (2015). Design and development of real time respiratory rate monitor using non-invasive biosensor. *International Journal of Research in Engineering and Technology*, 4(6), 437-442.
- Riascos, J., & Cardona, Y. (2015). *Determinación de la cinemática de objetos móviles bajo condiciones controladas mediante imágenes empleando técnicas de flujo óptico*. Pereira: Universidad Tecnológica de Pereira.
- S.L., F. M. (2021). *WebCam 812 H*. Obtenido de FreeMate: <https://freemate.net/inicio/131-webcam-h812-.html>
- Saatchi, R., AL-Khalidi, F., Bruke, D., & Elphick, H. (2009). Thermal Image Analysis of the Skin Surface Centred on the Tip of the Nose for Respiration Monitoring. *ICEDSP International Conference on Computer Systems and Applications*.
- Salcedo, V. S., Aguilar, W. G., Cobeña, B., Pardo, J. A., & Zahira, P. (2018). On-board target virtualization using image features for UAV autonomous tracking. En *Lecture Notes in Computer Science* (págs. 384-391).
- Salim, G., David, E., & Mohammad, K. (2011). An automated method for analysis of gait data to aid clinical interpretation. *2011 1st Middle East Conference on Biomedical Engineering*, 119-121.
- Sanabria, S., John, J., Archila, D., & John, F. (2011). Detección y análisis de movimiento usando visión artificial. *Scientia Et Technica*, 16(49), 180-188.
- Sánchez Martín, F., Jiménez Schlegl, P., Millán Rofríguez, F., Salvador Bayarri, J., Monllau Font, V., Palou Redorta, J., & Villvicencio Mavrich, H. (2007). Historia de la robótica: de Arquitas de Tarento al Robot da Vinci. (Parte II). *Actas urológicas españolas*, 31(3), 185-196.
- Santos Lima, E. (2013). Frecuencia Respiratoria como Predictor de Fallo de Destete de la Ventilación Mecánica. *Revista brasilera de anestesiología*, 63(1), 1-6.
- Scanlon, M. (1996). *Patente nº 5,515,865*. U.S.
- Segarra, D., Caballeros, J., Aguilar, W. G., Samà, A., & Rodríguez-Martín, D. (2019). Orientation Estimation Using Filter-Based Inertial Data Fusion for Posture Recognition. En *Lecture Notes in Computer Science* (págs. 220-233).
- Serratos, F. (2013). La biometría para identificación de las personas. *UOC*, 42-92.
- Shneerson, M. (2005). *Sleep medicine: a guide to sleep and its disorders* (2da ed.). UK: Blackwell Publishing.

- Sifuentes, E., Cota-Ruiz, J., & González-Landaeta, R. (2016). Respiratory Rate Detection by a Time-Based Measurement System. *Revista mexicana de ingeniería biomédica*, 37(2), 91-99.
- Sobrado Malpartida, E., & Tafour Sotedo, J. (2003). Sistema de visión artificial para el reconocimiento y manipulación de objetos utilizando un brazo robot. *Sección Electricidad y Electrónica, Pontificia Universidad Católica del Perú*, 36-42.
- Tafazzoli, F., & Safabakhsh, R. (2010). Model-based human gait recognition using leg and arm movements. *Engineering applications of artificial intelligence*, 23(8), 1237-1246.
- Team, M. S. (14 de julio de 2021). *Computer Vision for Student Competitions : All Files*. Obtenido de MathWorks: https://www.mathworks.com/matlabcentral/fileexchange/53341-computer-vision-for-student-competitions-all-files?s_eid=PSM_15028
- Tenezaca, D., Canchignia, C., Aguilar, W. G., & Mendoza, D. (2019). Implementation of Dubin Curves-Based RRT* Using an Aerial Image for the Determination of Obstacles and Path Planning to Avoid Them During Displacement of the Mobile Robot. En *Smart Innovation, Systems and Technologies* (págs. 205-215).
- Vélez, J. (2004). *Visión por computador*. Madrid: Dykinson.
- Villegas Gonzáles, J., Villegas Arenas, O., & Villegas Gonzáles, V. (2012). Semiología de los signos vitales: Una mirada novedosa a un problema vigente. *Archivos de Medicina (Col)*, 12(2), 221-240.
- Wadhwa, N., Rubinstein, M., Durand, F., & Freeman, W. (2013). Phase-Based Video Motion Processing. *MIT Computer Science and Artificial Intelligence Lab*.
- Wadhwa, N., Rubinstein, M., Durand, F., & Freeman, W. (2014). Riesz Pyramids for Fast Phase-Based Video Magnification. *MIT CSAIL*.
- Wadhwa, N., Wu, H.-Y., Davis, A., Rubinstein, M., Shih, E., Mysore, G., . . . Durand, F. (2017). Eulerian Video Magnification and Analysis. *Communications of the ACM*, 60(1), 87-95.
- Werthammer, J., Krasner, J., DiBenedetto, J., & Stark, R. (1983). Apnea monitoring by acoustic detection of airflow. *Pediatrics*, 71, 53-55.
- Wu, H.-Y., Rubinstein, M., Shih, E., Guttag, J., Durand, F., & Freeman, W. (2012). Eulerian Video Magnification for Revealing Subtle Changes in the World. *ACM transactions on graphics (TOG)*, 31(4), 1-8.
- Zhu, Z., Fei, J., & Pavlidis, I. (2005). Tracking Human Breath in Infrared Imaging. In: Proceeding of the 5th IEEE, Symposium on Bioinformatics and Bioengineering (BIBE'05). *Organization IEEE Computer Society Washington*, 19, 227-231.
- Zurita, M., Aguilar, W. G., & Enríquez, V. (2019). Toward the Development of Surveillance and Reconnaissance Capacity in Ecuador: Geolocation System for Ground Targets Based on an Electro-Optical Sensor. En *Smart Innovation, Systems and Technologies* (págs. 123-133).