



ESCUELA SUPERIOR POLITÉCNICA DE CHIMBORAZO

FACULTAD DE INFORMÁTICA Y ELECTRÓNICA

CARRERA ELECTRÓNICA Y AUTOMATIZACIÓN

DESARROLLO DE UN SISTEMA DE MEDICIÓN DE CONSTANTES VITALES NO INVASIVO CON BASE EN SENSORES Y VISIÓN ARTIFICIAL

Trabajo de Integración Curricular

Tipo: Proyecto técnico

Presentado para optar al grado académico de:

INGENIERO EN ELECTRÓNICA Y AUTOMATIZACIÓN

AUTORES:

BRAYAN HERIBERTO SALGUERO SALGUERO

JUAN JAVIER PINTAG MOROCHO

Riobamba – Ecuador

2023



ESCUELA SUPERIOR POLITÉCNICA DE CHIMBORAZO

FACULTAD DE INFORMÁTICA Y ELECTRÓNICA

CARRERA ELECTRÓNICA Y AUTOMATIZACIÓN

**DESARROLLO DE UN SISTEMA DE MEDICIÓN DE
CONSTANTES VITALES NO INVASIVO CON BASE EN
SENSORES Y VISIÓN ARTIFICIAL**

Trabajo de Integración Curricular

Tipo: Proyecto técnico

Presentado para optar al grado académico de:

INGENIERO EN ELECTRÓNICA Y AUTOMATIZACIÓN

AUTORES: BRAYAN HERIBERTO SALGUERO SALGUERO

JUAN JAVIER PINTAG MOROCHO

DIRECTOR: ING. JORGE LUIS PAUCAR SAMANIEGO

Riobamba – Ecuador

2023

© 2023, **Brayan Heriberto Salguero Salguero; Juan Javier Pintag Morocho**

Se autoriza la reproducción total o parcial, con fines académicos, por cualquier medio o procedimiento, incluyendo la cita bibliográfica del documento, siempre y cuando se reconozca el Derecho del Autor.

Nosotros, Brayan Heriberto Salguero Salguero y Juan Javier Pintag Morocho, declaramos que el presente Trabajo de Integración Curricular es de nuestra autoría y los resultados de este son auténticos. Los textos en el documento que provienen de otras fuentes están debidamente citados y referenciados.

Como autores asumimos la responsabilidad legal y académica de los contenidos de este Trabajo de Integración Curricular; el patrimonio intelectual pertenece a la Escuela Superior Politécnica de Chimborazo.

Riobamba, 07 de noviembre de 2023



Brayan Heriberto Salguero Salguero

050388507-1



Juan Javier Pintag Morocho

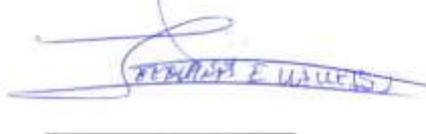
0698264997-2

ESCUELA SUPERIOR POLITÉCNICA DE CHIMBORAZO

FACULTAD DE INFORMÁTICA Y ELECTRÓNICA

CARRERA ELECTRÓNICA Y AUTOMATIZACIÓN

El Tribunal del Trabajo de Integración Curricular certifica que: El Trabajo de Integración Curricular, Tipo: Proyecto técnico, **DESARROLLO DE UN SISTEMA DE MEDICIÓN DE CONSTANTES VITALES NO INVASIVO CON BASE DE SENSORES Y VISIÓN ARTIFICIAL**, realizado por los señores: **BRAYAN HERIBERTO SALGUERO SALGUERO** y **JUAN JAVIER PINTAG MOROCHO**, ha sido minuciosamente revisado por los Miembros del Tribunal del Trabajo de Integración Curricular, el mismo que cumple con los requisitos científicos, técnicos, legales, en tal virtud el Tribunal Autoriza su presentación.

	FIRMA	FECHA
Ing. Patricio Adolfo Romero PRESIDENTE DEL TRIBUNAL		2023 - 11 - 07
Ing. Jorge Luis Paucar Samaniego DIRECTOR DEL TRABAJO DE INTEGRACIÓN CURRICULAR		2023 - 11 - 07
Dr. Geovany Estuardo Vallejo Vallejo ASESOR DEL TRABAJO DE INTEGRACIÓN CURRICULAR		2023 - 11 - 07

DEDICATORIA

El presente trabajo de titulación está dedicado a los seres más importantes en mi vida como son: mi Padre Olmedo, siendo una persona responsable y comprometida con sus obligaciones me ha apoyado en todo el transcurso de mis estudios hasta poder llegar al lugar donde estoy. En segundo lugar, a mi Madrecita en el cielo quien me apoyado y me ha educado hasta el último día de su vida y ahora que ya no está presente me cuida, me guía y no me desampara para ser cada día una mejor persona. Cada logro y sacrificio se los dedico a ellos en honor a su radical manera como padres ejemplares.

Brayan

Este trabajo de titulación está dedicado a Dios, como expresión de agradecimiento por su amor y misericordia, así como a las personas que han sido un apoyo constante en mi vida. Mi amado padre, Julián, quien desde mi infancia me ha brindado consejo, cariño y sabiduría; todo ello ha sido un pilar fundamental para alcanzar mis objetivos. Mi madre, Rosita, cuyo amor incondicional, esfuerzo y sacrificio han sido cruciales para culminar mis estudios. A mis queridos hermanos, quienes de diversas maneras siempre me han brindado aliento para seguir adelante, superando los obstáculos que han surgido a lo largo de mi vida. Espero que este logro sea un tributo a su apoyo y amor incondicional.

Juan

AGRADECIMIENTO

Quiero expresar mi mayor agradecimiento a la solvente institución, la Escuela Superior Politécnica de Chimborazo por abrirme sus puertas y permitir formarme como una persona profesional, agradecer también a cada uno de los docentes que se comprometían en impartir su conocimiento a través de sus enseñanzas; a mis amigos y compañeros con los cuales compartimos cosas en común, nos ayudamos y apoyamos para salir adelante. Por último, a mis familiares y amigos cercanos que he conocido, quienes han estado pendientes del proceso de mi formación académica y profesional, agradecerles por sus palabras motivadoras y de aliento que han sido de mucha ayuda para no dejarse decaer.

Brayan

En primer lugar, deseo expresar mi gratitud a mi querida institución, la Escuela Superior Politécnica De Chimborazo, por proporcionarme una educación que va más allá de la simple adquisición de conocimientos. También, quiero agradecer al Ing. Jorge Luis Paucar, cuya orientación experta y valiosas enseñanzas han sido esenciales en cada etapa de mi proceso de investigación. Por último, a mi amada familia, quiero expresar cuánto significan para mí, ya que desde el principio han representado mi red de seguridad, mi mayor fuente de inspiración y mi refugio en los momentos de duda.

Juan

ÍNDICE DE CONTENIDO

ÍNDICE DE TABLAS.....	xi
ÍNDICE DE ILUSTRACIONES.....	xiii
ÍNDICE DE GRÁFICOS.....	xv
ÍNDICE DE ANEXOS	xvi
RESUMEN.....	xvii
SUMMARY	xviii
INTRODUCCIÓN	1

CAPITULO I

1. DIAGNÓSTICO DEL PROBLEMA.....	2
1.1. Planteamiento del problema.....	2
1.2. Justificación	2
1.2.1. <i>Justificación teórica</i>	2
1.2.2. <i>Justificación aplicativa</i>	3
1.3. Objetivos	4
1.3.1. <i>Objetivo general</i>	4
1.3.2. <i>Objetivos específicos</i>	4

CAPITULO II

2. MARCO TEÓRICO	5
2.2. Constantes vitales	8
2.2.1. <i>Frecuencia cardiaca</i>	9
2.2.2. <i>Frecuencia respiratoria</i>	9
2.2.3. <i>Temperatura corporal</i>	10
2.3. Métodos de medición.....	10
2.3.1. <i>Método invasivo</i>	10

2.3.2.	<i>Método no invasivo</i>	11
2.4.	Visión artificial	11
2.4.1.	<i>Etapas de un sistema de visión artificial</i>	11
2.4.1.1.	<i>Adquisición de imágenes</i>	12
2.4.1.2.	<i>Preprocesado</i>	12
2.4.1.3.	<i>Segmentación</i>	12
2.4.1.4.	<i>Reconocimiento</i>	15
2.5.	Instrumentos de medición no invasivo	15
2.5.1.	<i>Sensor de pulso cardíaco</i>	15
2.5.2.	<i>Sensor de temperatura corporal</i>	16
2.5.3.	<i>Dispositivo de captura de imágenes</i>	16
2.6.	Tarjetas de desarrollo	17
2.6.1.	<i>Raspberry Pi</i>	17
2.6.2.	<i>Arduino</i>	17
2.6.3.	<i>Orange Pi</i>	17
2.6.4.	<i>BeagleBone Black</i>	17
2.6.5.	<i>Joule 570X de Intel</i>	18
2.7.	Selección de familia de tarjeta de desarrollo	18
2.8.	Dispositivo de visualización de datos	19
2.8.1.	<i>Selección de dispositivo de visualización</i>	20

CAPITULO III

3.	MARCO METODOLÓGICO	21
3.1.	Requerimientos del dispositivo electrónico	21
3.2.	Conceptos generales de la arquitectura del sistema	21
3.3.	Diseño de bloques del sistema de medición de constantes vitales	22
3.3.1.	<i>Etapa de detección y posicionamiento</i>	23
3.3.2.	<i>Etapa de sensado</i>	24
3.3.3.	<i>Etapa de recepción</i>	25

3.3.4.	<i>Etapa de visualización</i>	26
3.4.	Descripción de elementos hardware del dispositivo	27
3.4.1.	<i>Tarjeta Raspberry Pi 4</i>	27
3.4.2.	<i>Arduino nano</i>	28
3.4.3.	<i>Módulo Grid-EYE AMG8833</i>	29
3.4.4.	<i>Módulo MAX30102</i>	29
3.4.5.	<i>Cámara web USB SONY HD 1080P</i>	30
3.4.6.	<i>Pantalla de visualización</i>	31
3.4.7.	<i>Módulo LED 5050</i>	32
3.4.8.	<i>Sistema de sonido</i>	33
3.5.	Esquema de conexión del módulo electrónico	34
3.5.1.	<i>Diseño de estructura del espejo</i>	35
3.5.2.	<i>Diseño de soporte para módulo MAX30102</i>	36
3.6.	Herramientas software de desarrollo	37
3.6.1.	<i>Python</i>	37
3.6.2.	<i>Arduino IDE 1.8.16</i>	37
3.6.3.	<i>Fusión 360</i>	38
3.7.	Programación del módulo electrónico	38
3.7.1.	<i>Diagrama de flujo del proceso de medición de constantes vitales</i>	39
3.8.	Interfaz de visualización	40

CAPITULO IV

4.	ANÁLISIS Y RESULTADOS	41
4.1.	Descripción del dispositivo	41
4.2.	Consideraciones generales	42
4.3.	Validación de los sensores	43
4.3.1.	<i>Validación en el sensor AMG8833</i>	43
4.3.2.	<i>Validación del sensor MAX30102</i>	47
4.3.3.	<i>Validación de la cámara web</i>	51

4.4.	Validación general del dispositivo	54
4.5.	Evaluación económica.....	57
	CONCLUSIONES.....	59
	RECOMENDACIONES.....	60
	BIBLIOGRAFÍA	
	ÍNDICE DE ANEXOS	

ÍNDICE DE TABLAS

Tabla 2-1: Valores nominales de frecuencia cardiaca.....	9
Tabla 2-2: Valores nominales de frecuencia respiratoria.....	10
Tabla 2-3: Valores nominales de temperatura corporal	10
Tabla 2-4: Comparativa de familias de tarjetas de desarrollo.....	18
Tabla 2-5: Comparativa de pantallas de visualización.....	20
Tabla 3-1: Características generales de la Raspberry Pi 4	27
Tabla 3-2: Características generales del Arduino Nano.....	28
Tabla 3-3: Características generales del módulo Grid-EYE AMG8833.....	29
Tabla 3-4: Características generales del módulo MAX30102	30
Tabla 3-5: Características de la cámara web USB HD 1080P	31
Tabla 3-6: Características generales de la pantalla de visualización	32
Tabla 3-7: Características del módulo LED 5730.....	33
Tabla 3-8: Características del sistema de sonido	33
Tabla 3-9: Medidas detalladas de la estructura del dispositivo.....	36
Tabla 3-10: Librerías más utilizadas para la programación de las tarjetas de desarrollo.....	38
Tabla 4-1: Análisis de los errores absoluto y relativo en las muestras de temperatura corporal.	45
Tabla 4-2: Prueba de normalidad realizada para la temperatura corporal en el software SPSS.	46
Tabla 4-3: Prueba T para muestras independientes de la temperatura corporal en el software SPSS.....	47
Tabla 4-4: Análisis de los errores absoluto y relativo en las muestras de frecuencia cardiaca..	48
Tabla 4-5: Prueba de normalidad de la frecuencia cardiaca en el software SPSS.	50
Tabla 4-6: Prueba T para muestras independientes de la frecuencia cardiaca en el software SPSS.	50
Tabla 4-7: Análisis de los errores absoluto y relativo en las muestras de frecuencia respiratoria.	52
Tabla 4-8: Prueba de normalidad para la frecuencia respiratoria en el software SPSS.	53

Tabla 4-9: Prueba T para una muestra de prueba de la frecuencia respiratoria en el software SPSS.	54
Tabla 4-10: Análisis económico para la construcción del proyecto.....	57

ÍNDICE DE ILUSTRACIONES

Ilustración 1-2. Constantes vitales.....	8
Ilustración 2-2. Etapas de un sistema de visión artificial	11
Ilustración 3-2. Flujo óptico con traslación.	13
Ilustración 4-2. Superposición de fotogramas en un video.....	13
Ilustración 5-2. Ritmo cardiaco	15
Ilustración 6-2. Temperatura corporal	16
Ilustración 7-2. Frecuencia respiratoria	16
Ilustración 1-3. Arquitectura general del sistema de medición de constantes vitales.....	22
Ilustración 2-3. Posicionamiento y postura de la persona	23
Ilustración 3-3. Diagrama de la etapa de procesamiento de imágenes	24
Ilustración 4-3. Diagrama de la etapa de adquisición de datos.....	25
Ilustración 5-3. Diagrama de la etapa de recepción de datos	26
Ilustración 6-3. Diagrama de la etapa de visualización	26
Ilustración 7-3. Raspberry Pi 4.....	27
Ilustración 8-3. Tarjeta Arduino nano	28
Ilustración 9-3. Sensor Grid-EYE AMG8833	29
Ilustración 10-3. Módulo biomédico MAX30102.....	30
Ilustración 11-3. Cámara web USB SONY 1080P.....	31
Ilustración 12-3. Pantalla de visualización para los datos tomados.....	31
Ilustración 13-3. Módulo LED 12VDC.....	32
Ilustración 14-3. Parlantes de audio	33
Ilustración 15-3. Arquitectura general del sistema de medición de constantes vitales.....	35
Ilustración 16-3. Diseño del modelo de la estructura en 3D.....	35
Ilustración 17-3. Dimensiones de la estructura del dispositivo	36
Ilustración 18-3. Diseño de soporte para módulo MAX30102.....	37
Ilustración 19-3. Interfaz de visualización de datos tomados de las constantes vitales.....	39
Ilustración 1-4. Dispositivo electrónico medidor de constantes vitales.....	41

Ilustración 2-4. Toma de muestras entre el equipo patrón y el dispositivo electrónico.....	44
Ilustración 3-4. Toma de datos entre el equipo líder y el dispositivo electrónico	47
Ilustración 4-4. Toma de muestras en el dispositivo electrónico.....	51
Ilustración 4-5. Centro de Rehabilitación Física y Kinesiológica CENREFK.....	54
Ilustración 4-6. Dispositivo en funcionamiento para la validación con los especialistas de salud.	55
Ilustración 4-7. Certificado de validación del dispositivo por el centro de rehabilitación CENREFK.....	56

ÍNDICE DE GRÁFICOS

Gráfico 1-3. Diagrama de flujo del proceso de medición de constantes vitales.....	40
Gráfico 1-4. Muestras comparativas de temperatura corporal entre equipo patrón y el módulo electrónico.	46
Gráfico 2-4. Muestras comparativas de frecuencia cardiaca entre equipo patrón y el módulo electrónico.	49
Gráfico 3-4. Muestras comparativas de frecuencia respiratoria entre equipo patrón y el módulo electrónico.	53

ÍNDICE DE ANEXOS

ANEXO A: HOJA DE DATOS DE LA TARJETA RASPBERRY PI 4.

ANEXO B: HOJA DE DATOS DE LA TARJETA ARDUINO NANO.

ANEXO C: HOJA DE DATOS DEL SENSOR GRID-EYE AMG8833.

ANEXO D: HOJA DE DATOS DEL SENSOR MAX30102.

ANEXO E: HOJA DE DATOS DE CÁMARA WEB SONY.

ANEXO F: HOJA DE DATOS DE PANTALLA.

ANEXO G: PROGRAMACIÓN DE LA TARJETA DE DESARROLLO RASPBERRY PI 4.

ANEXO H: PROGRAMACIÓN DE LA TARJETA DE DESARROLLO ARDUINO NANO.

ANEXO I: HOJA DE DATOS EQUIPO PATRÓN DE TEMPERATURA CORPORAL.

ANEXO J: PRUEBA DE VALIDACIÓN DEL SENSOR AMG8833.

ANEXO K: HISTOGRAMAS DE MUESTRAS DE TEMPERATURA CORPORAL.

ANEXO L: HOJA DE DATOS EQUIPO PATRÓN DE RITMO CARDIACO.

ANEXO M: PRUEBA DE VALIDACIÓN DEL SENSOR MAX30102.

ANEXO N: HISTOGRAMAS DE MUESTRAS DE FRECUENCIA CARDIACA.

ANEXO O: HOJA DE DATOS EQUIPO PATRÓN DE FRECUENCIA RESPIRATORIA.

ANEXO P: PRUEBA DE VALIDACIÓN DE LA CÁMARA PARA LA FRECUENCIA
CARDIACA.

ANEXO Q: HISTOGRAMA DE MUESTRAS DE FRECUENCIA RESPIRATORIA.

RESUMEN

La salud como estado subjetivo y objetivo en las personas, engloba múltiples factores que reflejan el estado de salud de un organismo vivo, por lo que amerita un tratamiento y cuidado por profesionales de la salud capacitados, lo que respecta a la falta de centros de atención de salud y personal, debido al alto índice de personas en las diferentes ciudades del país, razón por la cual las decisiones se las toma de forma empírica conforme a la población. Por lo tanto, el objetivo de la presente investigación fue diseñar un sistema de medición de constantes vitales no invasivo con base en sensores y visión artificial. La metodología implementada tuvo como enfoque la investigación cuantitativa, se utilizó un diseño experimental de tipo transversal ya que no se manipularon las variables descritas y se desarrolló en un periodo determinado de tiempo; la población en estudio fue a personas de distinto tipo de edad, siendo fundamental la aplicación de una investigación documental y de campo para obtener la información respectiva a través de métodos, técnicas e instrumentos, entre los cuales fueron personal capacitado de salud y pacientes. Mediante esta metodología se logró determinar que es de necesaria utilidad para la población, además que no es complicado el uso y se lo puede adquirir para cualquier tipo de persona. En este contexto se concluye que no existe dispositivos de medición de constantes vitales que aporten a la salud de las personas de manera multifuncional en un solo dispositivo.

Palabras clave: <SALUD>, <POBLACIÓN>, <CONSTANTES VITALES>, <NO INVASIVO>, <CUANTITATIVO>, <SENSORES>, <VISION ARTIFICIAL>

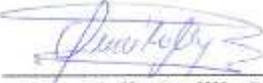


[Handwritten signature]
1663-DBRA-UPT-2023

SUMMARY

Health as a subjective and objective state in people, encompasses multiple factors that reflect the state of health of a living organism, therefore it deserves treatment and care by trained health professionals, regarding the failure of care centers health and personnel, due to the high rate of people in the different cities of the country, which is why decisions are made empirically according to the population. Therefore, the objective of this research was to design a non-invasive vital signs measurement system based on sensors and artificial vision. The methodology implemented was focused on quantitative research, a cross-sectional experimental design was used since the described variables were not manipulated and it was developed in a determined period of time, the population under study was people of different age ranges, being the application of documentary and field research essential to obtain the corresponding information through methods, techniques and instruments, among them were trained health personnel and patients. Through this methodology, it was possible to determine that it is completely useful for the population, in addition to the fact that its use is not complicated and anyone can purchase it. In this context, it is concluded that there are no devices of vital signs measurement that contribute to the health of people in a multifunctional way in a single device.

Keywords: <HEALTH>, <POPULATION>, <VITAL SIGNS>, <NON-INVASIVE>
<QUANTITATIVE>, <SENSORS>, <ARTIFICIAL VISION>



Lic. Nelly Padilla P. Mgs
0603818717
DOCENTE FIE

INTRODUCCIÓN

La salud como estado de eficiencia metabólica, engloba múltiples factores los cuales reflejan el estado de salud de un organismo vivo, por lo que deben ser vistos y tratados por profesionales de la salud, que en mencionados casos tienden a ser complicado debido a la carencia de personal, centros de atención o indisponibilidad de asistencia por parte de los pacientes. Tomando en cuenta como base principal la toma de signos vitales para saber el estado de las personas y poder tratarse, algunos de estos instrumentos que se utiliza son de carácter tolerante, pero tienden a ser tediosos debido a la forma que se utiliza, así como también algunos de estos llegan a lastimar y penetrar físicamente en el cuerpo del paciente, por lo que se teme el uso.

Tomando en cuenta esto, conforme la evolución de la tecnología que va satisfaciendo varias necesidades a las personas, también está presente en el área de la salud, brindando seguridad y bienestar a los pacientes. Entre estas tecnologías está la denominada inteligencia artificial (IA), los sensores y algoritmos que permiten obtener resultados parecidos y confiables, imitando la inteligencia humana, tomando decisiones rápidas y eficientes. Es por tal razón, en el presente trabajo de Integración Curricular se describe el desarrollo de un sistema de medición de constantes vitales no invasivo con base de sensores y visión artificial, el mismo que ayuda a la toma de datos, evitando rupturas o penetraciones que lastimen el cuerpo del paciente.

Conforme a la construcción del dispositivo de medición, está basado en base a la estructura de un proyecto técnico, el cual es descrito mediante el presente documento, presentado a través de cuatro capítulos: Diagnostico del problema, marco teórico, marco metodológico; y análisis y resultados. Cada uno de ellos cumplen los requerimientos establecidos en cada objetivo planteado.

El capítulo I detalla temáticas acordes al diagnóstico del problema como son: planteamiento del problema, justificación tanto teoría como práctica y los objetivos establecidos. En el capítulo II alberga los fundamentos teóricos con relación a la investigación basados en los antecedentes investigativos, el estudio de las constantes vitales a ser medibles mediante técnicas no invasivas, además un análisis general de los componentes que se pretenden utilizar para el desarrollo del proyecto. En el capítulo III se describe los requerimientos que debe poseer el dispositivo electrónico, la arquitectura general para la recolección de datos, los elementos electrónicos del *hardware* y *software*, los diseños de construcción y herramientas de desarrollo. Finalmente, en el capítulo IV se evalúa el funcionamiento del dispositivo mediante tablas características y análisis estadísticos, además se establece un análisis económico del proyecto desarrollado.

CAPITULO I

1. DIAGNÓSTICO DEL PROBLEMA

En el presente capítulo se describe temáticas acordes al diagnóstico del problema como son: el planteamiento del problema, la justificación tanto teoría como práctica y los objetivos establecidos que conllevan el proceso de resolución mediante la implementación del proyecto.

1.1. Planteamiento del problema

¿Cómo desarrollar un sistema de medición de constantes vitales no invasivo con base en sensores y visión artificial?

1.2. Justificación

En esta sección se describe las justificaciones teórica y aplicativa necesaria para la elaboración del sistema de medición de constantes vitales. Se detalla temáticas sobre la salud y la tecnología que se va a utilizar para dar solución a la problemática que generalmente presenta al momento de construir el dispositivo.

1.2.1. Justificación teórica

La salud es un estado de bienestar en el que un ser u organismo vivo constata la ausencia de enfermedades o factores nocivos que afecten al sistema de cada persona. Según la Organización Mundial de la Salud (2013), menciona que “existe un vínculo entre la salud y el bienestar, en términos físicos, mentales y sociales”. Sin embargo, si se trata de otro tipo de afecciones que presenta el organismo (Rodríguez, 2015, p.157), menciona que “la salud no es únicamente un estado de bienestar, sino que además existen diversos grados de afectación que no deben ser tratados como una variable dicotómica”. Esto hace referencia que a la salud se define como el nivel de eficiencia funcional o metabólica de un organismo ya sea a nivel micro como a nivel macro.

Uno de los factores que contribuyen a la salud en las personas es la alimentación, para eso profesionales de la salud recomienda mantener una dieta equilibrada entre calorías, las respectivas comidas y porciones diarias. No obstante, si no se llegase a cumplir estas constantes nutricionales, las condiciones de salud tienden a afectar en el organismo. Es por eso, si se habla de salud en condiciones de bienestar, (Granados, 2018a: p.146), sugiere que “se relacione el bienestar de la salud con la práctica regular de actividades físicas (ejercicio)”. Esto en función de realizar cualquier movimiento corporal, siendo necesario en la prevención de ciertas enfermedades, como

problemas cardíacos, enfermedades cardiovasculares, diabetes, sobrepeso, estrés, ansiedad, entre otras. De igual manera, menciona que “es muy importante el abandono de hábito tabáquico, presencia moderada de consumo de alcohol y mantener una dieta equilibrada y adecuada según la calidad de vida” (Granados, 2018b: p.147). Para así de esta manera evitar el riesgo de contraer posibles enfermedades.

Debido a los factores antes mencionados que influyen en la salud de las personas, se pretende desarrollar un dispositivo inteligente, capaz de medir las constantes vitales en personas que desean mantenerse informados a menudo o quizá sientan afectaciones en su salud que en un futuro pudiesen llegar a complicarse si no se trata con anticipación. El dispositivo que se va a desarrollar tiene la capacidad de responder a mediciones como son: la frecuencia cardíaca, frecuencia respiratoria y temperatura corporal. Constantes esenciales en una persona, las cuales serán tomadas mediante técnicas no invasivas a base de sensores y algoritmos de visión artificial, las mismas que no involucran el uso de instrumentos que lastime a la persona como: penetraciones o rupturas físicamente en el cuerpo.

1.2.2. Justificación aplicativa

El sistema de instrumentación que se va a desarrollar para la medición de constantes vitales mediante métodos no invasivo está conformado por un conjunto de sensores, cuya función es tomar muestras de la temperatura corporal, así como también de la frecuencia cardíaca, además mediante un algoritmo de visión artificial, capturar imágenes, tomando valores en tiempo real para el análisis de la frecuencia respiratoria.

Las señales de las variables tomadas proceden a ser acondicionadas, esto mediante la ayuda de la electrónica para la captura de señales físicas, mientras tanto para la captación de las imágenes se hace uso de algoritmos de visión artificial y de este modo adquirir y adecuar las variables mediante la etapa de procesamiento de datos, donde cada valor obtenido a partir del conjunto de instrumentos implementados procede a ser ingresado a la tarjeta de desarrolla para los respectivos procesos de las señales como son las conversiones, filtraciones, clasificación e identificación, todo esto mediante las herramientas de software selectas, las mismas que ayudan al procesamiento de datos para ser llevadas mediante un canal para la visualización.

Una vez concluida la etapa de procesamiento de datos, el sistema entra a la etapa de almacenamiento temporal para la visualización de datos mediante el interfaz presentado en un espejo. Estos resultados reflejasen el estado de las constantes vitales en tiempo real, brindando información para de esta manera la persona pueda mantenerse informada las veces que sea posible.

1.3. Objetivos

En esta sección se plantea los objetivos a realizar en el presente trabajo, en los cuales se estructuran cada uno de los capítulos posteriores para la elaboración y construcción del sistema de medición de constantes vitales.

1.3.1. Objetivo general

Diseñar un sistema de medición de constantes vitales no invasivo con base en sensores y visión artificial.

1.3.2. Objetivos específicos

- Describir el proceso de medición de constantes vitales, tales como frecuencia cardíaca, frecuencia respiratoria y temperatura corporal de una persona con base en sensores y visión artificial.
- Diseñar el sistema de medición de constantes vitales, utilizando dispositivos electrónicos y procesamiento de imágenes.
- Adaptar el sistema de medición de constantes vitales en un espejo, para facilitar su funcionalidad y visualización.
- Aplicar un protocolo de validación al dispositivo, con el fin de asegurar el correcto funcionamiento, con un error menor al 5 %.

CAPITULO II

2. MARCO TEÓRICO

En el presente capítulo se realiza investigaciones de temáticas basadas en los antecedentes investigativos relacionados con el tema en estudio hacia las constantes vitales a ser medibles mediante técnicas no invasivas a partir de instrumentos y algoritmos como son: sensores y procesamiento de imágenes. Además, se realiza un análisis general de los componentes que se pretenden utilizar para el desarrollo del proyecto.

2.1. Antecedentes de investigación

Conforme investigaciones realizadas y según el avance tecnológico que va creciendo cada vez más, permitiendo el desarrollo de nuevos dispositivos de gran utilidad y de veneficios para las personas, se encuentra los denominados dispositivos inteligentes. Acorde con, (Vicente, 2019, p.3) menciona que “Los dispositivos para que sean inteligentes y puedan procesar información tienen que estar conectados a la red, ya sea mediante wifi o bluetooth; o a su vez a base de un asistente de voz”, permitiendo una comunicación en modo hombre-máquina. De este modo caracterizar la facilidad de brindar información a los usuarios en tiempo real. Por otra parte, también se puede llegar a encontrar la gama de dispositivos inteligentes basados en cuidados de la salud, tomando como referencia la segunda categoría como tema de interés para desarrollar el proyecto. Estos dispositivos son capaces de monitorear, controlar o reflejar valores en tiempo real sobre el estado de las personas que padecen enfermedades que afecta al sistema o cualquier desequilibrio que a futuro puede llegar a producir afecciones a la salud de las personas.

Generalmente estos dispositivos están compuestos mediante sistemas electrónicos y el desarrollo de tecnología capaz de ejercer acciones según la función solicitada. Algunos de estos dispositivos se los puede encontrar en el mercado, según la función que ejerza, dependiendo del fabricante. Conforme investigaciones realizadas, estos dispositivos se encuentran en ciudades como (Nueva York, USA), empresa denominada *Mirror*, conocida como una fabrican de espejos inteligentes que tienen la capacidad de captar mediante visión artificial el tipo de ejercicio físico que la persona realiza en tiempo real y a la vez indicar los errores causados que está ejerciendo a través de comandos de voz (Mansión Global, 2020). De igual manera, en la empresa *Maebow* (Shangai, China), se encuentra el producto *Bathroom Mirror*, es una empresa dedicada a la fabricación de espejos inteligentes conformados por micrófonos, altavoces, tecnología bluetooth, reproducir de música, llamadas, videollamadas, transmitiendo información al usuario en tiempo real. Además, poder controlar temperaturas ambientales, humedad, sistemas de calefacción, entre otros (Gao, 2020a: p.2).

A partir de estas ideas se toma como referencia el desarrollo de un prototipo capaz de monitorear constantes vitales, donde (Vega, 2020a: p.9), de la Universidad Andrés Bello de Chile, menciona que “El monitoreo de signos vitales es considerado uno de los controles médicos más importantes que permite observar el estado de salud en tiempo real de cada paciente”. Además, se debe tomar en cuenta que este tipo de instrumentos carecen o hay un número limitado para los pacientes si se trata de centros de salud u hospitales que generalmente es donde se asiste para la toma los signos vitales, es por esas razones Vega (2020), propone el desarrollo de un prototipo de sistema de monitoreo de signos vitales de forma inalámbrica que permita obtener los datos de las variables fisiológicas y graficarlas para ser monitoreadas en cualquier parte utilizando una red local.

Por otro lado, (Gao, 2020b: p.2), menciona que “En los últimos años se ha determinado un auge en el desarrollo de productos domóticos que facilitan y automatizan muchos procesos cotidianos” por lo que propone un prototipo inteligente, más allá de un sistema domótico que cuenta con un sistema de visión artificial y comandos de voz mediante una tarjeta Raspberry Pi 4 para realizar búsquedas de información en la web, temperaturas atmosféricas, horas, fechas, etc. Además de poder controlar otros dispositivos inteligentes que se encuentran interconectados entre sí, de esta manera ayudando mediante el asistente de voz a obtener diferentes parámetros que se solicite. El desarrollo del prototipo es una idea de relación entre domótica y cuidados de salud antes mencionados, permitiendo así a las personas no depender de un centro de salud u hospital para saber el estado de salud mediante la toma de constantes vitales.

Si bien en la actualidad se conoce algunos casos de la mortalidad en personas por enfermedades, por lo que se ha hecho objetivo investigar la razón de las causas, para eso los autores (Herrera y Vite, 2021, p.27), mencionan que “En Ecuador las enfermedades cardiovasculares y respiratorias son principales causas de fallecimientos en hombres y mujeres”. Por lo cual los ha llevado a desarrollar un prototipo de aplicación móvil multiplataforma, apto para la valoración del estado de parámetros fisiológicos en tiempo real como la frecuencia cardíaca (FC), frecuencia respiratoria (FR) y electrocardiogramas (ECG), instalado en dispositivos móviles inteligentes (Android/IOS), el mismo que consta de instrumentos de medida como sensores capaces de adquirir los valores de modo no invasivo. De esta manera obtener como resultado, fiabilidad en la transmisión inalámbrica mediante el protocolo de comunicación elaborado.

Por otro lado (Hurtado et al., 2020a: p.15) mencionan que “la frecuencia respiratoria mide la respiración, una actividad fundamental que puede identificar y predecir eventos adversos causados por insuficiencia respiratoria”. De esta manera llevando a cabo a analizar las condiciones o cualquier tipo de anomalía que se presente en los signos vitales. Además, menciona

que “Por lo general, las mediciones que se lleva a cabo en los pacientes son invasivas, utilizando mascarar faciales o con cánulas en la vía nasal y esto hace referencia a tener contacto con su cuerpo para registrar la señal” (Hurtado et al., 2020b: p.16). El desarrollo de mencionada técnica no invasiva de monitoreo continuo al paciente sin contacto alguno es a través de adquisición y transmisión de video lo que hace posible la viabilidad y transmisión del signo vital como es la frecuencia respiratoria. Como se ha visto la técnica que se utiliza cuenta con excelentes resultados de precisión y sensibilidad lo que haría valido el análisis que se pretende construir.

Del mismo modo relacionando el pensamiento de Vega (2020), los autores (Li y Wang, 2014, p.35) plantean que “La monitorización respiratoria ha sido ampliamente utilizada en hospitales permitiendo monitorear el estado del paciente, brindando la oportunidad de salvar vidas a tiempo, ya sea que el paciente sufra un paro cardiaco, proporcionando alarmas cuando la frecuencia respiratoria baje “. Es por eso, conforme la idea de Li y Wang (2014), menciona un algoritmo netamente utilizable basado en el refinamiento de flujo óptico (*Optical Flow Refinement*) que es capaz de extraer puntos característicos representando el movimiento respiratorio sin intervención humana, lo que asume los resultados satisfactorios debido a la estabilidad. Por otro lado (Chen y Lai., 2017) mencionan que “Una imagen térmica, tiene muchas aplicaciones como reconocimiento facial y evaluación fisiológicas”. Este tipo de reconocimiento ayuda de manera adicional para detectar el posicionamiento de la persona ya que es una consideración que se debe tomar para estimar la frecuencia respiratoria sin contacto, para esto también se emplea además el método de seguimiento de Lucas-Kanade basado en la combinación cercana de varios pixeles para la detección de movimiento y estimación de flujo óptico.

Por otro lado, (Romero et al., 2019, p.14) establece que “El ritmo cardíaco y la saturación de oxígeno en la sangre son dos signos vitales importantes que brindan la mayor información sobre el estado de salud de una persona”, por lo que se toma en cuenta el incluir la medición del signo vital referente al ritmo cardíaco, el mismo que tiene como parámetro evaluar el estado de la salud de manera no invasivo a partir de un sensor con un grado de sensibilidad alto, reflejando una señal de calidad lo suficientemente buena para ser procesada.

Finalmente, (Aguirre y Cajas, 2021, p.21), menciona que: “otro de los factores importantes que implica en la salud de las personas es la temperatura corporal, debido a que según el nivel de temperatura que posee la persona se refleja el comportamiento de los demás signos vitales”. Por esta razón, (Santos et al., 2021, p.78), menciona que “Los signos vitales (SV) son valores que permiten evaluar la eficiencia de la circulación, respiración y de las funciones neurológicas” por lo que Aguirre y Cajas (2021) conforme la idea antes descrita, menciona que “La creación de un equipo en base a las normas de bioseguridad de medición de temperatura corporal hombre máquina de manera no

invasiva es mediante sensores infrarrojos y comandos de voz”. Reflejando de esta manera al dispositivo como inteligente.

Es por tal razón, que en el presente proyecto se busca desarrollar un dispositivo inteligente capaz de englobar todos aquellos inventos en uno solo, con el fin de poder medir las constantes vitales a partir de métodos no invasivos y ser presentado en un espejo como interfaz de comunicación con la persona, generando confort, además de informar sistemáticamente los valores de las constantes vitales que ejerce la persona y puedan afectar a la salud, evitando padecer de alteraciones en el sistema y llevándoles a tener complicaciones futuras en cualquier órgano ya sea el cerebro, pulmones o corazón que son los más importantes en las personas.

2.2. Constantes vitales

Las constantes vitales son aquellas que reflejan las medidas fisiológicas que sirven para evaluar las funciones corporales básicas en el sistema de cada persona (Díaz, 2020, p.18). Se pueden monitorizar según el caso que se está tratando, ya sea para diagnósticos médicos, análisis de enfermedades, rendimientos físicos o simple control por precaución. Dichas constantes expuestas según profesionales de la salud están conformadas por un total de cinco constantes como son: frecuencia cardíaca, frecuencia respiratoria, temperatura corporal, presión arterial y oximetría del pulso. Las mismas que se detalla en la ilustración 1-2. Tomando en cuenta las tres primeras como parte para el análisis en el desarrollo del dispositivo.

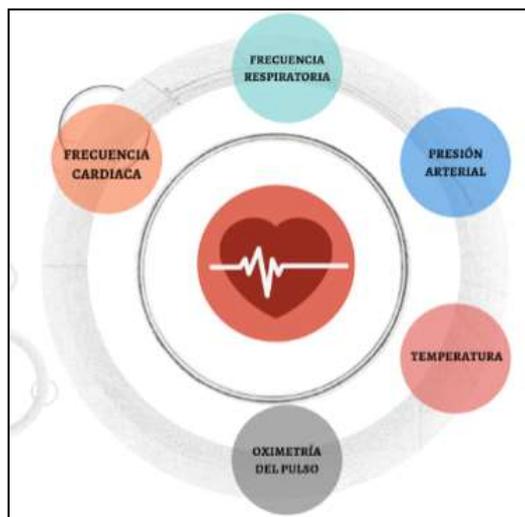


Ilustración 1-2. Constantes vitales

Fuente: Herrera, 2019

2.2.1. Frecuencia cardiaca

Se define al número de latidos por unidad de tiempo, comúnmente son analizados en cantidades de pulsaciones por minuto, acorde con (Penagos et al., 2015a: p.1467) define a la frecuencia cardiaca como la cantidad de contracciones ventriculares por minuto realizadas por el corazón. Por otro lado (Tintín, 2015, p.9) menciona que “es necesario que la persona debe mantenerse en estado de reposo, debido a que puede alterar los latidos del corazón y eso tiende a afectar la toma de lecturas cardiacas”.

Generalmente la toma de lecturas se lo puede realizar mediante el dedo índice, colocándolo sobre la arteria radial que se encuentra ubicada en la muñeca de la mano o a su vez en la arteria carótida ubicada en el cuello, esta constante vital refleja el estado fisiológico de los órganos del cerebro y corazón, conforme al rango de edad de la persona los latidos por minuto varían. Para más información se detalla en la tabla 1-2 los rangos comunes de latido por minuto en las personas.

Tabla 2-1: Valores nominales de frecuencia cardiaca

Latidos por minuto	Edad
120 a 140	Recién nacido
116 a 130	1 año
94 a 120	2 – 5 años
77 a 100	6 – 11 años
72 a 80	12 – 19 años
62 a 80	Adulto

Fuente: Ball et al., 2019

2.2.2. Frecuencia respiratoria

Según (Penagos et al., 2015b: p.1468), la frecuencia respiratoria se define como: “los movimientos respiratorios que ejerce una persona, compuesto por una fase de inspiración que activa la entrada de aire en los pulmones con la introducción de oxígeno y una fase de espiración pasiva para el expele de anhídrido carbónico hacia el exterior”. La manera de contabilización se lo realiza generalmente de forma manual y aislada, contando las contracciones torácicas producidas en un minuto o a su vez mediante monitores capaces de ofrecer datos numéricos (FR) y una forma de onda que indica el proceso de respiración. Los rangos comunes de respiración de una persona se detallan en la tabla 2-2.

Tabla 2-2: Valores nominales de frecuencia respiratoria

Respiraciones por minuto	Edad
30 a 50	Recién nacidos
20 a 40	1 año
20 a 30	3 años
20 a 30	6 años
16 a 25	10 años
15 a 20	Adulto

Fuente: Ball et al., 2019

2.2.3. *Temperatura corporal*

Es caracterizada como el grado de calor conservado por el equilibrio entre el calor generado (Termogénesis) y el calor perdido (Termólisis) por el organismo, conforme estudios realizados la temperatura corporal promedio en las personas no varía excesivamente según las edades. En la tabla 2-3 se muestra el rango promedio. Por otro lado (Tintín, 2015, pp.7-9) menciona que “la temperatura por encima del límite superior normal presenta un aumento de frecuencias cardiacas, escalofríos, piel pálida y fría, denominada estado de hipertermia, mientras que cuando las temperaturas corporales están por debajo del límite inferior normal, se presenta la disminución de la diuresis, desorientación, sensación de frío, piel pálida y fría, denominada hipotermia”.

Comúnmente la técnica de medición es mediante termómetros o dispositivos conformados mediante sensores infrarrojos o cámaras térmicas.

Tabla 2-3: Valores nominales de temperatura corporal

Temperatura (°C)	Edad
36,4 a 38	0 - 2 años
36,1 a 37,8	3 - 10 años
35,9 a 37,6	11 - 65 años
35,8 a 37,5	> 65 años

Fuente: Quintanilla C., 2022

2.3. **Métodos de medición**

En esta sección se detalla los métodos de medición de constantes vitales que son usados frecuentemente en las personas, cuando se desea conocer el estado de salud.

2.3.1. *Método invasivo*

Se caracteriza como método invasivo a todo aquel instrumento que esté involucrado mediante incisiones en la piel de las personas con el fin de llegar al sitio de interés, estas técnicas requieren

de medidas transmurales como son: agujas, catéteres y aberturas corporales en la piel, para de esta manera llegar al punto exacto para la monitorización de aquel signo vital (Salazar, 2014a: p.47).

2.3.2. Método no invasivo

Se caracteriza como método no invasivo aquella técnica de medición en donde no involucran instrumentos que rompen la piel o penetran físicamente en el cuerpo, entre estos instrumentos están: radiografías, sensores de medida, cámaras de alto alcance, entre otros (Salazar, 2014b: p.171).

2.4. Visión artificial

También conocida como visión por computador, tiene como finalidad imitar la visión del ser humano interpretando imágenes en tiempo real, está conformada por *hardware* y *software*, los cuales se combinan y son capaces de identificar y reconocer objetos y personas en imágenes y videos, ejecutando un tipo de algoritmo que procede a partir de la toma de datos como son los sensores, aprendizajes profundos, redes neuronales, entre otros. Permite extraer información y transmitir las propiedades de las imágenes captadas (Pérez, 2017, p.8).

2.4.1. Etapas de un sistema de visión artificial

La visión artificial es una disciplina científica que consta de métodos o técnicas para adquirir, procesar, analizar y comprender las imágenes del mundo real. Estas etapas mencionadas no siempre siguen el orden o secuencialidad, en ocasiones se deben retroalimentar hacia atrás, de manera que, si llega a fallar alguna etapa posterior, regresaría a etapas anteriores (Bustamante, 2014, pp.11-12).

En la ilustración 2-2 se puede observar la secuencia de las etapas que realiza un sistema de visión artificial, una vez estructurada en una tarjeta de desarrollo.

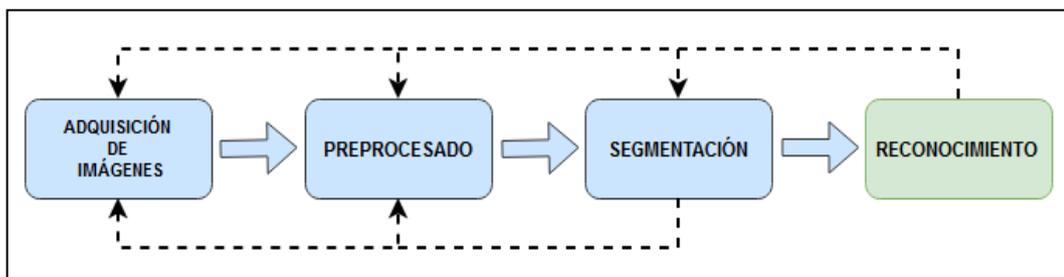


Ilustración 2-2. Etapas de un sistema de visión artificial

Realizado por: Salguero, B.; Pintag, J., 2023

2.4.1.1. *Adquisición de imágenes*

Es la primera etapa dentro del proceso de visión artificial, trata de conseguir que la imagen sea lo más adecuada posible para el proceso de reconocimiento que son etapas posteriores y tengan éxito. Hay que saber seleccionar correctamente los elementos que se involucran en el análisis, debido a que de esto depende múltiples factores en la imagen como son: los colores, la velocidad, el tiempo de procesamiento, la compatibilidad, entre otros (Wilhelm, 2022a: p.19).

Para la adquisición de la imagen, la calidad es tomada en cuenta como característica principal, debido a que esto suele afectar a posteriores etapas.

2.4.1.2. *Preprocesado*

Una vez adquirida la imagen se debe tener presente que sufre en cierta medida efectos de degradación ya sea en forma de ruido, pérdida de definición y fidelidad de la imagen, esto debido a la actuación de los instrumentos al momento de adquirir la imagen es por eso por lo que generalmente el preprocesado permite reparar en la imagen los desperfectos producidos o no eliminados por el *hardware* (Wilhelm, 2022b: p.33).

En el sistema de visión artificial el preprocesado está formado por dos tipos de operaciones que son el tratamiento de operación y la mejora de la imagen que faciliten el procesado de las siguientes etapas.

2.4.1.3. *Segmentación*

Esta etapa tiene como objetivo dividir una imagen en unidades significativas con el fin de visualizar las diversas zonas de interés a analizar. De acuerdo con (Wilhelm, 2022c: p.55), se debe conocer perfectamente los objetos para la extracción de dichas características, ya que estos objetos son zonas o regiones individualizadas dentro de la imagen, esta etapa es crucial para el reconocimiento de objetos ya sea de forma simplificada o complicada dependiendo de la complejidad de la escena.

Generalmente dentro del proceso de imágenes existe la disposición de técnicas de segmentación las cuales permiten analizar a los objetos que son proporcional a su complejidad.

En la ilustración 3-2 se observa el proceso de segmentación mediante la aplicabilidad del algoritmo de flujo óptico y el método de Lucas-Kanade, donde describe la técnica para estudiar la construcción del proyecto a desarrollar.

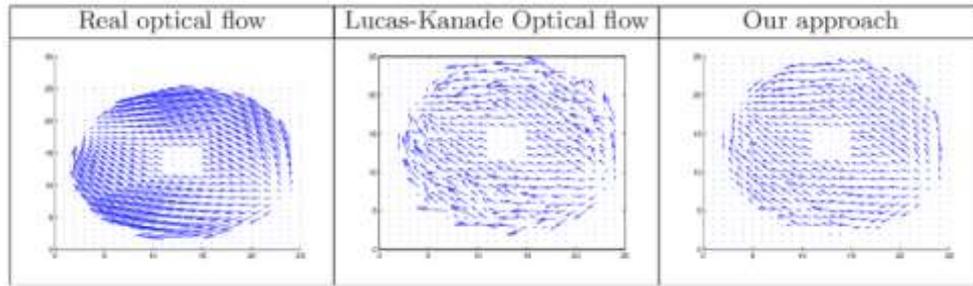


Ilustración 3-2. Flujo óptico con translación.

Fuente: Radgui & Démonceaux, 2018

a) Algoritmo de flujo óptico

Es una herramienta desarrollada para el estudio de fenómenos físicos utilizando análisis de video digital asistido por computadora, evita el uso de configuraciones de mediciones experimentales complejas con el propósito de estudiar trayectorias de un sistema en particular, así como se muestra en la ilustración 4-2.

La determinación del flujo óptico se basa en reconocer un cierto patrón de imagen entre dos fotogramas consecutivos causados por el movimiento de la cámara, donde se debe tomar en cuenta un píxel y el desplazamiento ejercido dentro de la imagen. Se hace el reconocimiento debido del patrón a identificar, representándolo como $h(i, j)$ y la imagen $I(i, j)$; de esta manera proceder a determinar la correlación de dos imágenes a partir de la ecuación 1 (Kitani, 2021, p.25).

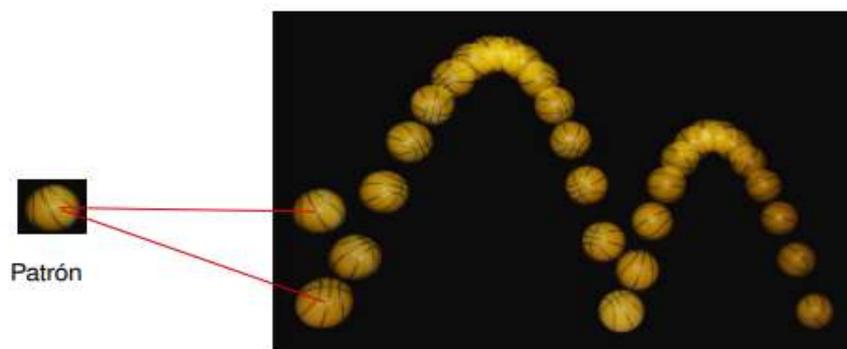


Ilustración 4-2. Superposición de fotogramas en un video

Fuente: Hueso, Riera & Ginestar, 2013

$$\text{cor}(i, j) = \sum \sum I(l, m) h(i + l, j + m) \quad (1)$$

Debido al cálculo de correlación que puede llegar a ser costoso, el enfoque a estimar se basa en utilizar la restricción de flujo óptico llamado $I(x, y, t)$ en el tiempo, representado en la ecuación 2 suponiendo una translación (Vx, Vy) .

$$I(x, y, t) = I(x + Vx, y + Vy, t + 1) \quad (2)$$

En función de la ecuación mencionada y mediante el desarrollo de aproximación a través de la serie de Taylor se llega a obtener la ecuación 3 que representa la restricción de flujo óptico.

$$\frac{\partial I}{\partial t}(x, y, t) + \frac{\partial I}{\partial x}(x, y, t)Vx + \frac{\partial I}{\partial y}(x, y, t)Vy = 0 \quad (3)$$

Dicho de mejor manera, con la ecuación establecida se representa los gradientes de imagen y de tiempo en una serie de puntos de interés que deben ser solventados por métodos específicos de análisis; uno de ellos es a través de Lucas-Kanade (Unipython, 2018a).

b) Método de Lukas-Kanade

Se centra en el enfoque basado en gradientes, utiliza el método de diferencia para la estimación de flujo óptico, tiene como objetivo tomar un píxel de movimiento (u, v) de dos imágenes consecutivas mediante una implementación piramidal de imágenes para que se deforme y ajuste la imagen de manera coincidente (Sharmin, 2012, p.12696).

Realiza comparaciones entre imágenes, tratando de adivinar el movimiento para cambios locales de intensidad, la desventaja es no tener suficiente estructura para compartir con otro píxel, por esa razón se recomienda usar un parche de 3x3 alrededor del punto, formando una moción de 9 puntos para encontrar (Ix, Iy, It) y de esta manera resolver un sistema lineal de 9 ecuaciones con 2 variables desconocidas (u, v) . La solución para este proceso es mediante el criterio de mínimos cuadrados planteado en la ecuación 4 y establecido mediante la matriz de inversión que se deriva de la ecuación 5 (Unipython, 2018b).

$$A^T A \hat{x} = A^T t \quad (4)$$

$$(\hat{x}) = (A^T A)^{-1} A^T t \quad (5)$$

Donde:

A^T = debe ser invertible

A^T = debe estar bien acondicionado

t = vector que contiene 9 términos

$$\begin{bmatrix} u \\ v \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \sum_i I_x(q_i)^2 & \sum_i I_x(q_i)I_y(q_i) \\ \sum_i I_y(q_i)I_x(q_i) & \sum_i I_y(q_i)^2 \end{bmatrix}^{-1} \begin{bmatrix} -\sum_i I_x(q_i)I_t(q_i) \\ -\sum_i I_y(q_i)I_t(q_i) \end{bmatrix}$$

La idea es entregar algunos puntos a rastrear y recibir los vectores de flujo óptico de aquellos puntos que debido a dichos movimientos genera problemas. La solución de mínimos cuadrados se realiza mediante la suma sobre cada píxel, así llamada Flujo óptico de Lucas-Kanade con un modelo de formación traslacional, para de esta manera obtener el flujo óptico junto con la escala.

2.4.1.4. Reconocimiento

Una vez realizado el proceso de segmentación, viene la última etapa de reconocimiento que trata del reconocimiento de parámetros que definen las características de cada objeto en específico como son: color, forma, orientación, etc. En esta etapa en sí, se debe seleccionar las diferencias entre objetos, a que clase pertenece ya que no pueden relacionarse entre sí, debido a que deben pertenecer a una clase determinada (González, 2006, p. 73).

2.5. Instrumentos de medición no invasivo

Como se mencionó en secciones anteriores para la medición de las constantes vitales se lo puede realizar mediante el método no invasivo, con el fin de no involucrar cualquier tipo de daños en las personas. Tomando en cuenta esto se plantea los componentes generales que se pretende utilizar como son: sensores y dispositivo de captura de imagen para la recolección de datos.

2.5.1. Sensor de pulso cardíaco

Los sensores de pulso cardíaco que se muestra en la ilustración 5-2 son encargados de monitorear la frecuencia cardíaca en tiempo real al momento de hacer contacto físico con los dedos en la persona, generalmente está equipado con sensores infrarrojo, detectores fotoeléctricos, dispositivos ópticos y circuitos electrónicos de baja frecuencia con suspensión de luz ambiental. La alimentación por lo general es de 5V DC y tiene un bajo consumo de corriente (Novatronic, 2022).

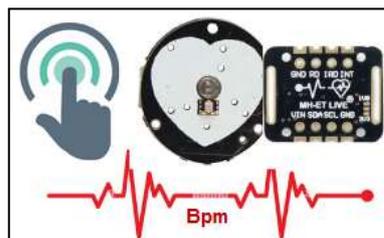


Ilustración 5-2. Ritmo cardíaco

Realizado por: Salguero, B. & Pintag, J., 2023

2.5.2. Sensor de temperatura corporal

Es un instrumento capaz de medir la temperatura de objetos a determinadas distancias sin necesidad de tener contacto físico, consta de sensores infrarrojos o mediante radiación infrarroja que son sensibles según la distancia del objeto a medir. El comportamiento es lineal respecto a las variaciones de las temperaturas ambientales (Prometec, 2020). En la ilustración 6-2 se representa el modelo del sensor.

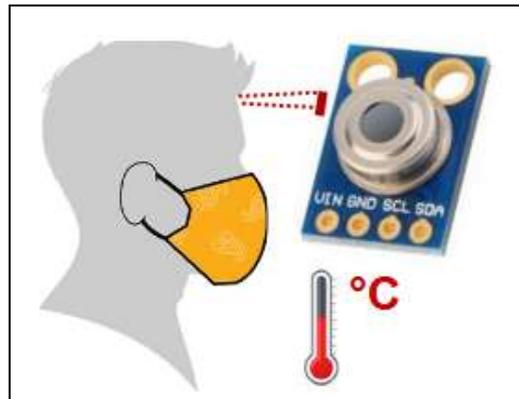


Ilustración 6-2. Temperatura corporal

Realizado por: Salguero, B. & Pintag, J., 2023

2.5.3. Dispositivo de captura de imágenes

Para el procesamiento de imágenes es importante el uso de dispositivos que ayude a la captura de la imagen del objeto a analizar cómo es la cámara, debido a que mediante este dispositivo se hace posible el estudio que se desea realizar para obtener el resultado deseado, este dispositivo tiene conexión directa a la placa de desarrollo por lo que su compatibilidad depende mucho, dado que su análisis se realiza en tiempo real. En la ilustración 7-2 se puede visualizar el modelo de análisis que se pretende realizar.

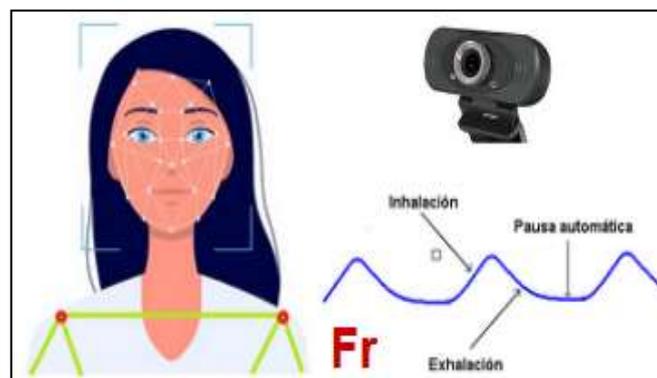


Ilustración 7-2. Frecuencia respiratoria

Realizado por: Salguero, B. & Pintag, J., 2023

2.6. Tarjetas de desarrollo

Los sistemas de procesamiento de datos, también conocidos como placas de desarrollo, están conformadas por un microcontrolador en su estructura. Según (Colcha y Pino, 2018, p.23), menciona que: “las tarjetas de desarrollo son responsables de recibir uno o más datos en sus entradas, ya sea de forma paralela o de forma serial para así llevarlos a un determinado proceso aritmético para el almacenamiento y visualización”. Estos dispositivos poseen módulos de comunicación, hoy en día según el avance tecnológico incluyen conversores analógico-digital o puertos de comunicación como Wifi, USB, lo que hace de gran ayuda para el proceso y obtención de información.

2.6.1. Raspberry Pi

La placa de desarrollo Raspberry Pi es una placa de microcontrolador de código abierto, económica y adecuada para desarrollar proyectos electrónicos e informáticos. Es accesible a diferentes sistemas operativos haciendo posible el desarrollo que se desea ejercer debido a su capacidad y tamaño, el funcionamiento es similar a una minicomputadora lo que hace capaz de realizar múltiples tareas. (Richardson y Wallace, 2012).

2.6.2. Arduino

La placa de desarrollo Arduino es una plataforma de código abierto basado en *hardware* y *software*. Está compuesta mediante una placa de microprocesador *ATmega*, según la placa posee múltiples entradas y salidas programables dispuestas a realizar funciones de cualquier tipo que este en su capacidad, permite la interconexión con el medio físico mediante sensores y actuadores los cuales son encargados de obtener información externa para su ejecución (Arduino, 2020).

2.6.3. Orange Pi

La placa de desarrollo Orange Pi es una tarjeta de código abierto caracterizado por su variedad de familias de microprocesadores como: *Cortex*, *AllWinner*, *Quad-core*, entre otros. Dependiendo del modelo, se caracteriza según su estructura ya sea con puerto USB, HDMI, Bluetooth, Ethernet, etc. Posee un alto nivel de rendimiento, memoria y conectividad, así como también el precio es accesible al alcance de cualquier usuario (Montes, 2022).

2.6.4. BeagleBone Black

Es una placa de desarrollo caracterizada por poseer un procesador AM3358 ARM CórteX con un procesador de 1GHz para satisfacer las necesidades computacionales, cuenta con una gran capacidad de memoria integrada de DDR3L DRAM, apto para el uso de interfaces de expansión.

Dispone además de distintos tipos de comunicaciones para el procesamiento de datos (BeagleBone, 2023).

2.6.5. Joule 570X de Intel

Es caracterizada como la placa de desarrollo más poderosa en la actualidad, ya que posee cuatro núcleos con un reloj base de 1,7GHz hasta los 2,4GHz. Se puede combinar con 4GB de memoria LPDDR4 y 16 GB de *memory flash* NAND y MMC. Ofrece un gran rendimiento para cualquier diseño, ya que está dirigida a desarrolladores avanzados en aplicaciones como visión artificial y video de alto rendimiento. Dispone de un sistema operativo preinstalado Linux compatible con distintas tecnologías para su comunicación (Intel, 2021).

2.7. Selección de familia de tarjeta de desarrollo

Apoyándose en la Tabla 2-4 luego de analizar cada una de las tarjetas de desarrollo establecidas anteriormente, se plantea algunas de estas, las cuales se reconocen como aptas para el proceso de construcción del proyecto que se pretende desarrollar. Estas tarjetas poseen características relevantes como son: comunicación I²C, pines de lectura digitales y analógicos, compatibilidad y almacenamiento necesario. Por otro lado, para la elección de estas se toma en cuenta otras características que se detallan a continuación.

Tabla 2-4: Comparativa de familias de tarjetas de desarrollo.

Características	Arduino	Raspberry Pi	Orange Pi	BeagleBone Black	Joule 570X de Intel
SO	no	si	si	si	Si
Procesador	AtMega	Córtex	AllWinner A20	AM335x ARM Cortex-A8	Quad-core Intel Atom T5700
Almacenamiento	32 KB - 256 KB	Micro SD 512 MB-8GB	Micro SD 16 GB	Micro SD 4GB	Micro SD 16 GB

Conectividad	UART, I2C, SPI	WLAN, Bluetooth, BLE, USB, Ethernet.	WiFi, Bluetooth, Ethernet, USB, UART, PCIE.	USB host, Ethernet, OTG microHDMI, I2C, SPI, PWM, ADC, JTAG, eMMC.	USB, PCIe, DSI, SPI, I2C, I2S, DMIC, t2 UART, HDMI.
Compatibilidad de Software	Arduino IDE	Linux, Raspbian búster, Android	Linux, ARMBIAN BUSTER, Android.	Debian, Android, Ubuntu, Cloud9 IDE, Plus much more	BIOS
I/O	14-54	40	40	46	40
Voltaje de operación	3.3 V - 5 V	5 V	5 V	5 V	12 V
Consumo Energético	15 mA - 93 mA	0.6A – 0.85A	4000 mA	1000 mA	3000 mA
Dimensiones	Min: 44x18 mm Max: 102x54 mm	Min: 65x56 mm Max: 85x56 mm	Min: 56x57 mm Max: 91x56 mm	86.36x53.34 mm	48x24 mm
Peso	13 g - 37 g	7g - 45g	29,5 g - 69 g	39.68 g	25 g

Realizado por: Salguero B. & Pintag J., 2023

2.8. Dispositivo de visualización de datos

El sistema de visualización ayuda al usuario a comprender los datos de una manera más fácil mediante un entorno de interfaz gráfica. Este proceso implica diseñar una interfaz de forma amigable y entendible con el usuario, para facilitar de esta manera la adquisición de información que fue obtenida y procesada. Generalmente esta interfaz se la realiza en una pantalla que sea compatible con la placa de desarrollo con el fin de poder visualizar los valores obtenidos de manera clara y sin problema alguno.

2.8.1. Selección de dispositivo de visualización

El propósito es seleccionar un dispositivo de visualización que sea compatible con la tarjeta de desarrollo, que cumpla con los requerimientos de desarrollo del dispositivo. Según las especificaciones detalladas en la tabla 2-5 el propósito del proyecto define el tamaño de la pantalla, la calidad de la imagen, la compatibilidad y las características del hardware con el fin de obtener el máximo rendimiento del proyecto.

Tabla 2-5: Comparativa de pantallas de visualización.

Características	Monitor TV	Pantalla LCD	Pantalla Kuman	Pantalla TFT
Resolución	1366 x 768	800 x 480	800 x 480	SVGA Wide
Conectividad	Conexión vía HDMI, VGA	Conexión vía bluetooth, wifi	Conexión vía HDMI, USB	Conexión vía HDMI, VGA, USB
Dimensiones	De 23 a 32 pulgadas	7 pulgadas	5 pulgadas	7 pulgadas
Peso	Desde 2 kg	516 gramos	281 gramos	516 gramos
Touch	no	si	si	si
Precio	Variable	91,98	123.99	51,49
Consumo energético	Bajo	1A	1A	1A
Voltaje	12V	12V	12V	12V

Realizado por: Salguero B. & Pintag J., 2023

CAPITULO III

3. MARCO METODOLÓGICO

En el capítulo se establece los requerimientos del dispositivo electrónico, la arquitectura que se utiliza con las etapas que debe seguir para la recolección de medidas de constantes vitales en una persona, el procesamiento de datos, los elementos electrónicos del *hardware* y *software* para la construcción. Además, se detalla los diseños esquemáticos y los procesos de funcionalidad que realiza cada una de las constantes vitales.

3.1. Requerimientos del dispositivo electrónico

En base a la investigación realizada en el capítulo anterior se plantea los requerimientos necesarios que debe constar para el desarrollo del sistema de medición de constantes vitales no invasivo a base de sensores y visión artificial.

- Medir la temperatura corporal en tiempo real.
- Medir la frecuencia cardiaca en tiempo real.
- Medir la frecuencia respiratoria en tiempo real.
- Establecer las distancias adecuadas en la persona con respecto a la cámara del dispositivo para las mediciones de temperatura corporal y frecuencia respiratoria.
- Adquirir y procesar los datos a través de los dispositivos de medición.
- Emitir mensajes auditivos mediante el asistente de voz para asignar el posicionamiento y proceso de medición de las constantes en la persona.
- Visualizar gráficamente la información recolectada de las mediciones en tiempo real mediante una pantalla.
- Ser un dispositivo amigable con el usuario, transportable y de fácil uso.

3.2. Conceptos generales de la arquitectura del sistema

En esta sección se describe cada una de las etapas que conforman la arquitectura general del sistema de medición de constantes vitales.

En la ilustración 1-3 se representa el esquemático general de cada una de las etapas.

Capa de detección y posicionamiento. – consta del punto de posicionamiento de la persona respecto al dispositivo de medición para alcanzar cierto proceso de lectura de datos de medida y de esta manera no generar valores erróneos.

Capa de sensado. – consta de un sensor encargado de medir la temperatura corporal a base de radiación infrarroja y un sensor que mide datos mediante la técnica de fotoplestismografía para medir la frecuencia cardíaca. Además, consta de una cámara encargada de detectar el movimiento de la persona para medir la frecuencia respiratoria.

Capa de recepción. – se encarga de acoger, interpretar y procesar la información obtenida de las variables censadas.

Capa de visualización. – es la encargada de mostrar la información obtenida de la persona en tiempo real, permitiendo visualizarse en una interfaz gráfica de manera dinámica, clara y amigable.

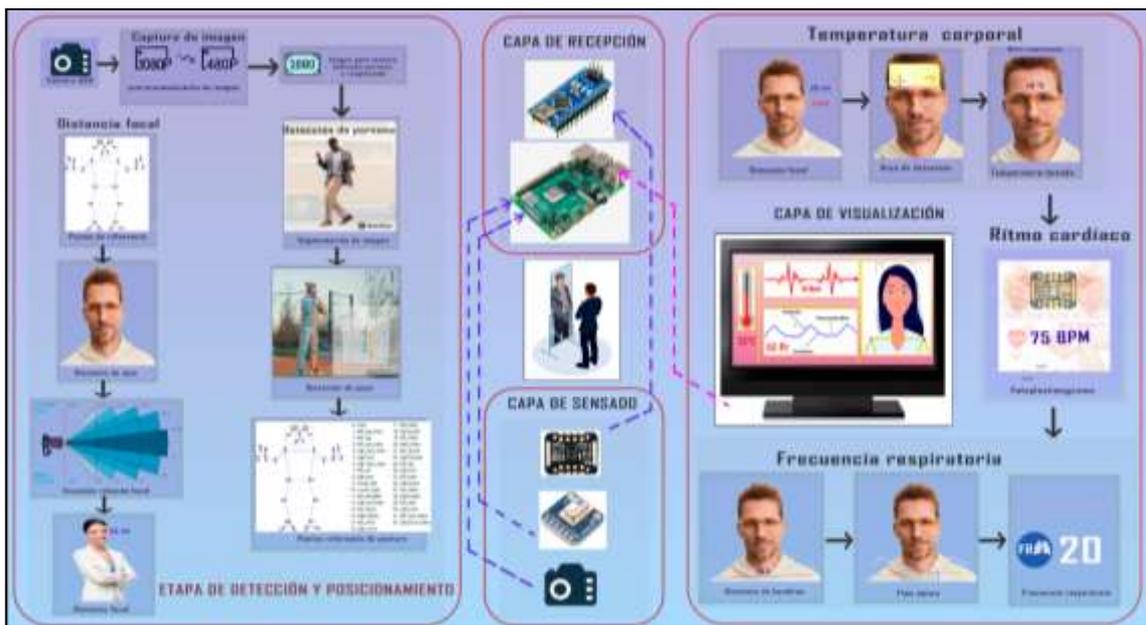


Ilustración 1-3. Arquitectura general del sistema de medición de constantes vitales

Realizado por: Salguero B. & Pintag J., 2023.

3.3. Diseño de bloques del sistema de medición de constantes vitales

Una vez realizado la concepción general del sistema, se procede a representar el diseño que está conformado cada etapa del sistema de medición mediante diagrama de bloques.

3.3.1. Etapa de detección y posicionamiento

Como se muestra en la ilustración 2-3 el elemento principal que actúa ante la capa de detección y posicionamiento se basa en una cámara USB que se ubica en la parte superior del dispositivo, encargándose de adquirir las imágenes y transmitir las mediante la conexión USB a la tarjeta de desarrollo. Este proceso es importante ya que se debe extraer las características de interés que se vaya a analizar. La extracción de las características se realiza mediante puntos de referencia que son analizados mediante el uso de librerías como es la de *MediaPipe Pose*, es una herramienta eficaz que sirve para el seguimiento de la postura de cuerpo en tiempo real, siendo de gran fiabilidad que infiere 33 puntos a 3D en todo el cuerpo a partir de fotogramas de video RGB. (Bazarevsky, 2020; MediaPipe, 2022).

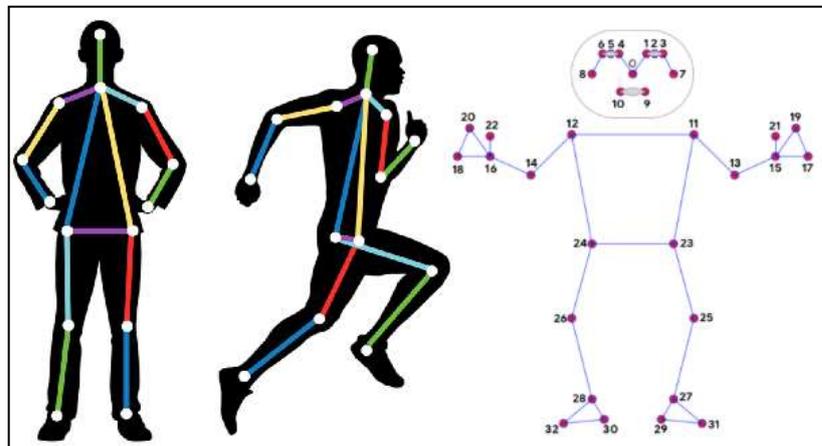


Ilustración 2-3. Posicionamiento y postura de la persona

Realizado por: Salguero B. & Pintag J., 2023.

El diagrama de bloques de la etapa de detección y procesamiento de imágenes se muestra en la ilustración 3-3 el cual consta de cinco bloques.

Bloque de alimentación: es el encargado de energizar el Raspberry Pi mediante la propia fuente a través de la entrada USB a 5V.

Bloque de adquisición de imágenes: está compuesto por una cámara que se encarga de captar a la persona que está en frente al módulo de medición de constantes vitales.

Bloque de procesamiento: está compuesto de un Raspberry Pi, encargado de recibir la información adquirida mediante las entradas GPIO a través del puerto USB.

Bloque de envío de mensajes auditivos: está encargado de emitir mensajes auditivos a través del asistente de voz en el proceso de medición o cuando el posicionamiento de la persona se encuentre de manera incorrecta.

Bloque de visualización: consta de una pantalla conectada directamente a la tarjeta de desarrollo, encargada de visualizar a la persona y la distancia a la que está ubicada en tiempo real para el respectivo proceso de medición.

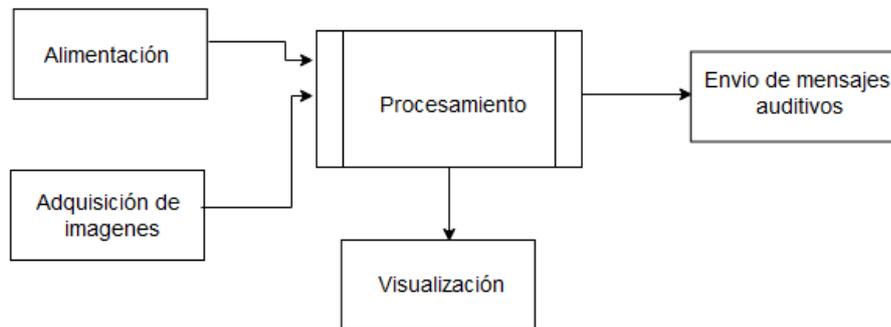


Ilustración 3-3. Diagrama de la etapa de procesamiento de imágenes

Realizado por: Salguero B. & Pintag J., 2023.

3.3.2. Etapa de sensado

El diagrama de bloques de la etapa de sensado que se muestra en la ilustración 4-3 consta de cinco bloques.

Bloque de alimentación: es el encargado de energizar el Raspberry Pi mediante su propia fuente a través de la entrada USB a 5V y mediante los puertos GPIO y USB alimentar a los sensores.

Bloque de adquisición de datos: está compuesto por una cámara para la adquisición de imágenes, un sensor encargado de medir la temperatura corporal y un sensor que mide datos mediante la técnica de fotoplestismografía.

Bloque de procesamiento: está compuesto por una tarjeta de desarrollo Raspberry Pi 4 el cual recibe datos mediante puerto USB de la cámara y de la tarjeta de desarrollo Arduino Nano. Además de las entradas GPIO para el sensor de temperatura, para después ser tratada y procesada la información.

Bloque de envío de mensajes auditivos: está encargado de emitir mensajes auditivos a través del asistente de voz en el proceso de medición o cuando el posicionamiento de la persona se encuentre de manera incorrecta.

Bloque de visualización: consta de una pantalla conectada directamente a la tarjeta de desarrollo, encargada de visualizar a la persona y la distancia a la que está ubicada en tiempo real para el respectivo proceso de medición.

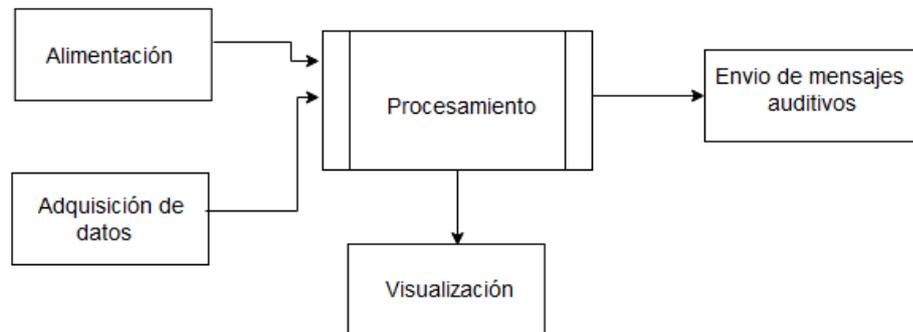


Ilustración 4-3. Diagrama de la etapa de adquisición de datos

Realizado por: Salguero B. & Pintag J., 2023.

3.3.3. Etapa de recepción

El diagrama de bloques de la etapa de recepción que se muestra en la ilustración 5-3 consta de cinco bloques.

Bloque de alimentación: es el encargado de energizar el Raspberry Pi mediante su propia fuente a través de la entrada USB a 5V para energizar a elementos de dicha capa.

Bloque de recepción de información: está compuesto por los sensores implementados, los cuales son encargados de tomar las muestras de valores y enviarlos al bloque de procesamiento.

Bloque de procesamiento: compuesto por una tarjeta de desarrollo Raspberry Pi 4 el cual recibe datos mediante los puestos USB y puertos GPIO con el objetivo de realizar el respectivo procesamiento de la información.

Bloque de envío de mensajes auditivos: está encargado de emitir mensajes auditivos a través del asistente de voz en el proceso de medición o cuando el posicionamiento de la persona se encuentre de manera incorrecta.

Bloque de visualización: consta de una pantalla conectada directamente a la tarjeta de desarrollo, encargada de visualizar a la persona y los datos que están siendo tomados en tiempo real.

3.3.4. Etapa de visualización

El diagrama de bloques de la etapa de visualización que se muestra en la ilustración 6-3 consta de cuatro bloques.

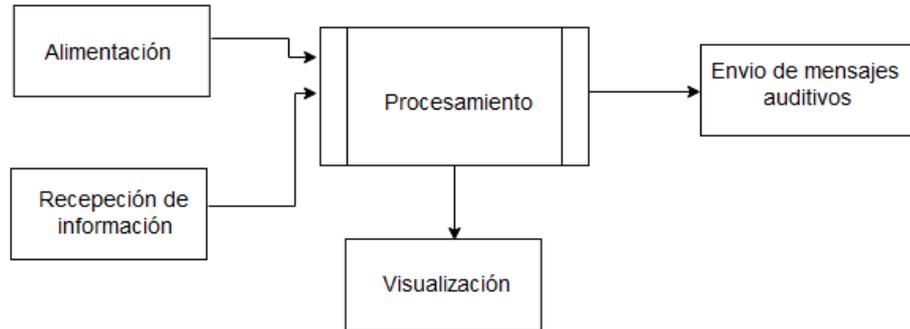


Ilustración 5-3. Diagrama de la etapa de recepción de datos

Realizado por: Salguero B. & Pintag J., 2023.

Bloque de alimentación: es el encargado de energizar el Raspberry Pi mediante su propia fuente a través de la entrada USB a 5V.

Bloque de procesamiento: compuesto por una tarjeta de desarrollo Raspberry Pi 4 el cual recibe datos mediante puerto USB y entradas GPIO para el respectivo procedimiento de la medición de las constantes vitales.

Bloque de Interfaz Gráfica: está compuesto por una pantalla de visualización diseñada de manera amigable y entendible con el usuario, para así poder mostrar cada uno de los valores tomados y el comportamiento de las constantes medidas de manera gráfica en tiempo real.

Bloque de usuario: es el punto de concentración en donde el usuario se encuentra posicionado para las respectivas tomas de datos, así como también para la visualización de los resultados obtenidos finales.



Ilustración 6-3. Diagrama de la etapa de visualización

Realizado por: Salguero B. & Pintag J., 2023.

3.4. Descripción de elementos *hardware* del dispositivo

En esta sección se muestra los elementos que se ha seleccionado para la construcción del dispositivo y se describen las características de los componentes que se ha tomado en cuenta para la elección.

3.4.1. Tarjeta Raspberry Pi 4

La tarjeta de desarrollo Raspberry Pi 4 es una de las tarjetas en el mercado mejor utilizada para el desarrollo de proyectos electrónicos ya que consta de una gran capacidad como es: el procesador, la frecuencia de trabajo, la memoria RAM y el consumo de corriente (Raspberry, 2019).



Ilustración 7-3. Raspberry Pi 4

Realizado por: Salguero B. & Pintag J., 2023.

Características generales de la Raspberry Pi 4, en el archivo de datos (anexo A) son:

Tabla 3-1: Características generales de la Raspberry Pi 4

Descripción	Características
Numero de núcleos	4
RAM	4GB
Procesador	64 bits
GPIO	40 pines
Voltaje funcionamiento	5 V DC
Velocidad de reloj	1,5 GHz
Dimensiones	85 x 49 mm
Temperatura funcionamiento	0 a 50°C

Realizado por: Salguero B. & Pintag J., 2023.

En la tabla 3-1 se puede ver las características más comunes que posee este dispositivo. Mientras que en la ilustración 7-3 se puede visualizar el modelo de la tarjeta de desarrollo a utilizar.

3.4.2. Arduino nano

Es una placa de desarrollo de la familia Arduino de tamaño compacto, se caracteriza por el bajo consumo de energía, espacio reducido y bajo peso. Es caracterizado por el amplio uso para el desarrollo de proyectos electrónicos, el mismo que está compuesto por el microcontrolador ATmega328, el cual cuenta con 8 entradas analógicas, 6 salidas PWM de 8 bits, adaptación Mini USB, terminales para conexión ICSP y un botón de reinicio (Arduino, 2022a).

En la tabla 3-2 se puede observar las características más comunes que posee este dispositivo. Mientras que en la ilustración 8-3 se puede visualizar el modelo de la placa de desarrollo a utilizar.

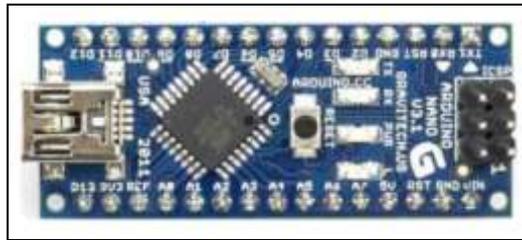


Ilustración 8-3. Tarjeta Arduino nano

Realizado por: Salguero B. & Pintag J., 2023.

Características generales del Arduino Nano, en el archivo de datos (anexo B) son:

Tabla 3-2: Características generales del Arduino Nano

Descripción	Características
Microcontrolador	ATMega328
EEPROM	1KB
Voltaje de operación	5V DC
Terminales	14 terminales I/O
Consumo corriente	19 mA
Velocidad de reloj	16 MHz
Dimensiones	18 x 45 mm
Peso	7 g

Realizado por: Salguero B. & Pintag J., 2023.

3.4.3. Módulo Grid-EYE AMG8833

El módulo AMG8833 es un sensor tipo cámara térmica, compuesto por una matriz cuadrada de 8x8 (64 píxeles), capaz de detectar la temperatura de una forma independiente con un rango de temperatura de 0°C a 80°C. La versión de aquel módulo es de alto rendimiento trabajando únicamente a 3.3V permitiendo transportar la información mediante comunicación I^2C (Panasonic, 2022).

En la tabla 3-3 se puede ver las características más comunes que posee este dispositivo. Mientras que en la ilustración 9-3 se puede visualizar el modelo del sensor a utilizar.



Ilustración 9-3. Sensor Grid-EYE AMG8833

Realizado por: Salguero B. & Pintag J., 2023.

Características generales del módulo Grid-EYE AMG8833, en el archivo de datos (anexo C) son:

Tabla 3-3: Características generales del módulo Grid-EYE AMG8833

Descripción	Características
VDD	3.3V
Temperatura promedio	0 a 45°C
Protocolo	I^2C
Consumo de corriente	0.8 mA
Numero de píxeles	8 x 8
Dimensiones	11.6 x 8 mm

Realizado por: Salguero B. & Pintag J., 2023.

3.4.4. Módulo MAX30102

El sensor biomédico MAX30102 es un sistema integrado que sirve para medir la oximetría de pulsos y ritmo cardíaco en una persona. Está compuesto por leds internos, fotodetectores, elementos ópticos y electrónica de bajo ruido, consta de una comunicación mediante el protocolo I^2C (Maxim, 2021).

En la tabla 3-4 se puede ver las características más comunes que posee este dispositivo. Mientras que en la ilustración 10-3 se puede visualizar el modelo del sensor a utilizar.

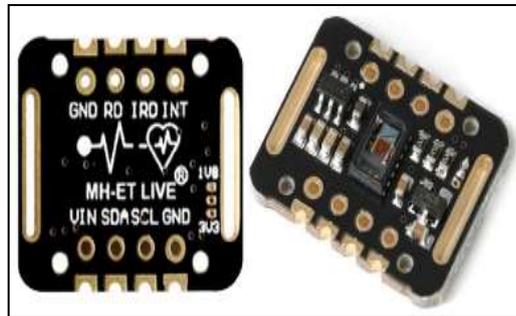


Ilustración 10-3. Módulo biomédico MAX30102

Realizado por: Salguero B. & Pintag J., 2023.

Características generales del módulo MAX30102, en el archivo de datos (anexo D) son:

Tabla 3-4: Características generales del módulo MAX30102

Descripción	Características
VDD	1.8V
VLED	5V
Temperatura promedio	25°C
Protocolo	I^2C
Consumo de corriente	0.6 mA
Peso	3g
Dimensiones	20 x 15 mm

Realizado por: Salguero B. & Pintag J., 2023.

3.4.5. Cámara web USB SONY HD 1080P

Es un dispositivo tipo ojo de pez que funciona a 180°, captura imágenes en alta calidad, así como la interfaz para la PC debido a la alta resolución. Además, dispone de un controlador gratuito para el uso en Linux, Windows y sistemas Android.

En la tabla 3-5 se puede ver las características más comunes que posee este dispositivo. Mientras que en la ilustración 11-3 se puede visualizar el modelo de la cámara a utilizar.



Ilustración 11-3. Cámara web USB SONY 1080P

Realizado por: Salguero B. & Pintag J., 2023.

Características comunes de la cámara web USB HD 1080P, en el archivo de datos (anexo E) son:

Tabla 3-5: Características de la cámara web USB HD 1080P

Descripción	Características
Modelo	ELP-SUSB1080P01-L180
Resolución	1920(H) x 1080(V)
Rango Dinámico	65dB
Sensibilidad	1900mV/lux-sec@550nm
Voltaje operación	5V DC
Consumo corriente	170mA ~ 210mA

Realizado por: Salguero B. & Pintag J., 2023.

3.4.6. Pantalla de visualización

Para la visualización de los datos tomados en tiempo real, se necesita de una pantalla compatible con la tarjeta de desarrollo para la transmisión de datos se pueda visualizar de manera clara y dinámica.



Ilustración 12-3. Pantalla de visualización para los datos tomados

Realizado por: Salguero B. & Pintag J., 2023.

En la tabla 3-6 se puede ver las características más comunes que posee este dispositivo. Mientras que en la ilustración 12-3 se puede visualizar el modelo de la pantalla de visualización a utilizar.

Características comunes de la pantalla, en el archivo de datos (anexo F) son:

Tabla 3-6: Características generales de la pantalla de visualización

Descripción	Características
Tamaño de pantalla	25"
Entrada / Salida	HDMI
Potencia consumo	27W
Frecuencia HDMI	56 ~ 61Hz
Dimensiones	609 x 55 x 287 mm
Peso	3.7 Kg

Realizado por: Salguero B. & Pintag J., 2023.

3.4.7. Módulo LED 5050

Los módulos LED se utiliza como componente adicional para la parte de iluminación del dispositivo con el fin de adquirir una imagen sin distorsiones que puedan afectar al procesamiento de los datos.

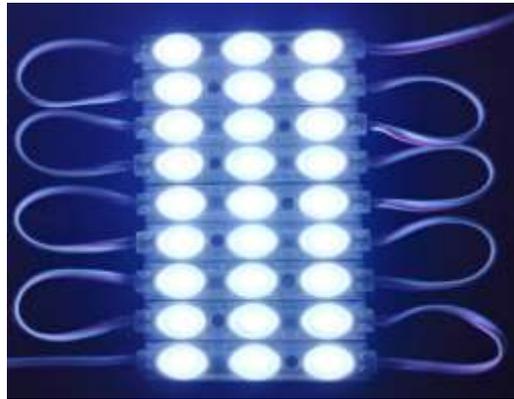


Ilustración 13-3. Módulo LED 12VDC

Realizado por: Salguero B. & Pintag J., 2023.

En la ilustración 13-3 se muestra el tipo de módulo LED que se va a implementar en el dispositivo para la iluminación. Mientras que en la tabla 3-7 se describen las principales características.

Tabla 3-7: Características del módulo LED 5730

Descripción	Características
Alimentación entrada	AC 12VDC
Potencia	1.5W
Tipo de led	SMD 5730 ultrabrillante
Medidas	70mm largo x 15mm ancho
Tiempo vida estimado	50000 horas
Flujo luminoso	50 lm / 1 led
Emisión de Color	Blanco frio (7000K)

Realizado por: Salguero B. & Pintag J., 2023.

3.4.8. Sistema de sonido

El sistema de sonido es un complemento adicional importante para el funcionamiento del sistema de medición de constantes vitales, debido a que es el encargado de la emisión de mensajes sonoros mediante el proceso de medición. En la ilustración 14-3 se muestra el dispositivo que se pretende utilizar, mientras que las características específicas se detallan en la tabla 3-8.



Ilustración 14-3. Parlantes de audio

Realizado por: Salguero B. & Pintag J., 2023.

Tabla 3-8: Características del sistema de sonido

Descripción	Características
Modelo	YST-1046
Potencia nominal	5W
Interfaz	USB y plug 3.5 mm
Color	Negro
Marca	Nitron

Realizado por: Salguero B. & Pintag J., 2023.

3.5. Esquema de conexión del módulo electrónico

En esta sección se describe cada una de las capas conformadas en el esquemático de conexión del medidor de constantes vitales. En la ilustración 15-3 se describe los componentes y puertos que se va a utilizar para del módulo electrónico.

Conexión de puertos. – cómo se ha revisado la hoja de datos de la tarjeta de desarrollo Raspberry Pi 4 en el (anexo A). En el esquemático general mostrado en la ilustración 15-3, la capa 1 y capa 2, muestra los puertos que se va a utilizar para la conexión de los diferentes elementos *hardware* y alimentación de la tarjeta de desarrollo.

Conexión módulo *Grid-EYE AMG8833* y ventilador. – estos dispositivos *hardware* se interconectan mediante 4 puerto, dos de ellos para la alimentación (GPIO 4 y 6) del módulo de temperatura y ventilador y los 2 restantes para la adquisición de datos medidos por el módulo (GPIO 3 y 5). Además del uso del protocolo I²C para la transmisión de datos tomados. En la capa 3, se detalla los puertos que se va a utilizar para la conexión.

Conexión Arduino y módulo MAX30102. – en la capa 4 se observa la conexión de la tarjeta Arduino mediante puerto USB 1. Este está encargado de enviar los datos obtenidos por el módulo MAX30102 de manera serial hacia la tarjeta principal. La conexión del módulo MAX30102 a la tarjeta Arduino es mediante el protocolo I²C.

Cámara USB. – en la capa 5 se observa la conexión directa mediante el puerto USB 2. Este componente es uno de los elementos principales en el dispositivo, ya que es el encargado de la adquisición de la imagen para establecer el posicionamiento correcto de la persona y para el proceso de análisis de frecuencia respiratoria.

Sistema de sonido. – en la capa 6 se muestra de igual manera que la conexión está de modo directa mediante el puerto USB 3 y el puerto de audio. Este sistema permite transmitir mensajes auditivos del proceso de medición de las constantes vitales.

Conexión de Pantalla. – en la capa 7 se representa la conexión de la pantalla de visualización, la misma que se conecta mediante el puerto de alimentación y la transmisión de datos a través del puerto HD mini que va directo a la tarjeta de desarrollo.

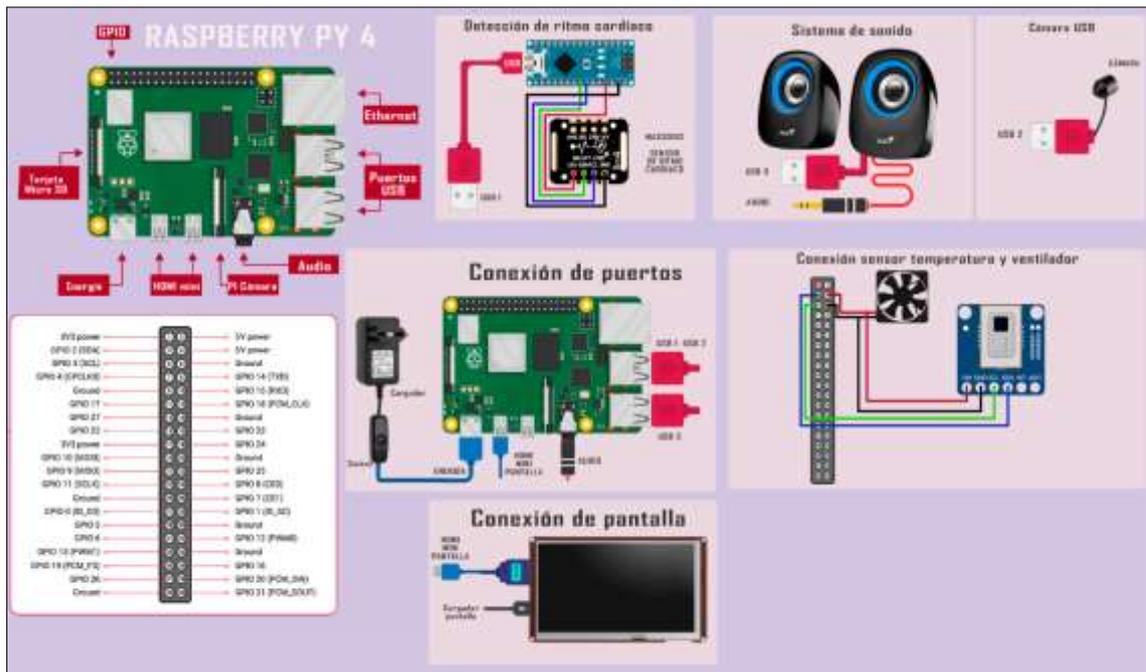


Ilustración 15-3. Arquitectura general del sistema de medición de constantes vitales

Realizado por: Salguero B. & Pintag J., 2023.

3.5.1. Diseño de estructura del espejo

Para la representación del dispositivo medidor de constantes vitales, se ha realizado un diseño de estructura modelo en el software Fusión 360. La representación que ejerce es mediante un espejo, el cual incorpora los elementos (electrónica) internamente. Mientras que en la parte externa se encaja los elementos *hardware* seleccionados como la cámara, el módulo MAX30102 y el módulo AMG8833, estos elementos se encuentran visibles con el fin de tener un contacto directo con la persona y así no provocar datos erróneos en las mediciones a causa de interferencias.



Ilustración 16-3. Diseño del modelo de la estructura en 3D

Realizado por: Salguero B. & Pintag J., 2023.

El material de construcción es elaborado en madera debido al fácil uso de manipulación y diseño seleccionado, posee una manera resistente y liviana para soportar todos los elementos incorporados. En la ilustración 16-3 se observa el diseño del dispositivo en 3D.

Mientras que en la ilustración 17-3 junto a la tabla 3-9 se detallan las dimensiones que conforma la estructura del diseño.

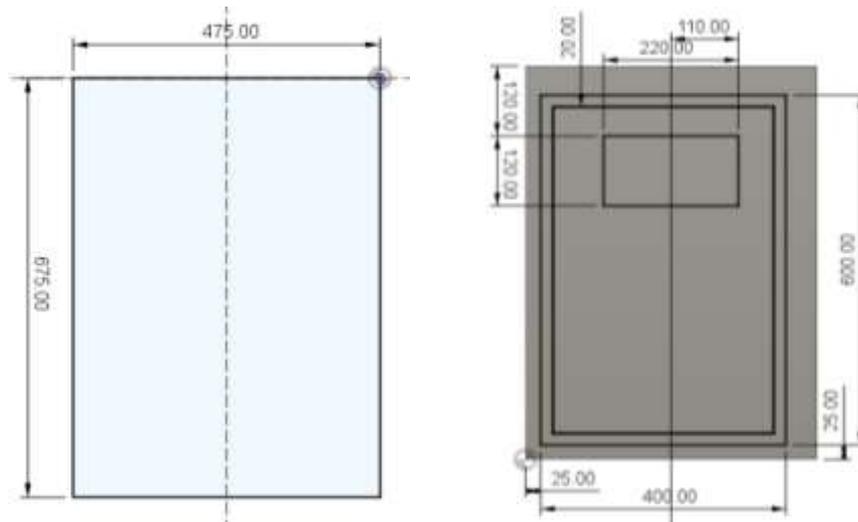


Ilustración 17-3. Dimensiones de la estructura del dispositivo

Realizado por: Salguero B. & Pintag J., 2023.

A continuación, se observa las medidas de construcción que se tomó en cuenta para crear la estructura del dispositivo.

Tabla 3-9: Medidas detalladas de la estructura del dispositivo

Medida	Dimensión
Largo	475.00 mm
Alto	675.00 mm
Ancho	100.00 mm

Realizado por: Salguero B. & Pintag J., 2023

3.5.2. Diseño de soporte para módulo MAX30102

Debido a la sensibilidad que presenta el módulo de ritmo cardiaco, se plantea el diseño de soporte para el dedo, elaborado en software CAD Fusión 360 e impreso en material PLA. El diseño tiene como objetivo minimizar la variabilidad de los datos tomados respecto a la sensibilidad que el sensor posee cuando entra en contacto con el dedo índice.

En la ilustración 18-3 se observa el diseño del soporte elaborado en el software CAD Fusión 360 con las respectivas medidas.

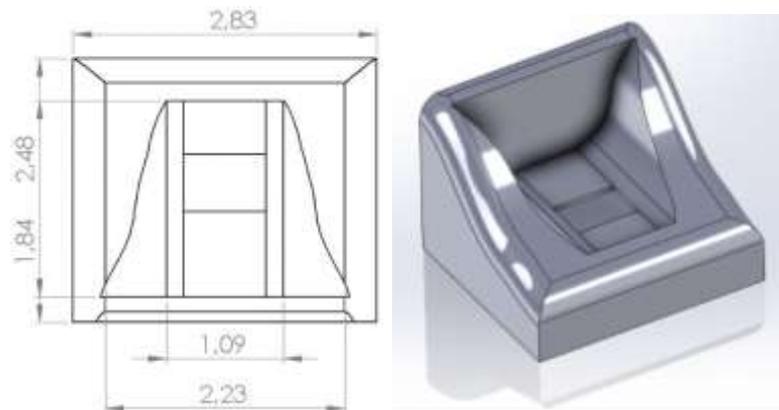


Ilustración 18-3. Diseño de soporte para módulo MAX30102

Realizado por: Salguero B. & Pintag J., 2023.

3.6. Herramientas software de desarrollo

En esta sección se describe las herramientas *software* de ayuda y utilidad que se va a utilizar en todo el proceso de construcción del sistema medidor de constantes vitales. Los *softwares* son tanto de programación como de diseño y se detallan a continuación:

3.6.1. Python

Es un software de alto nivel, se caracteriza por la programación orientada a objetos, es imperativo y funcional por lo que se le conoce como un lenguaje de multiparadigmas. Este compuesto de estructuras de datos como listas, tuplas, diccionarios y conjuntos para facilitar las tareas complejas de manera comprensible mediante pocas líneas de código. (González, 2011, p. 7).

3.6.2. Arduino IDE 1.8.16

Es un software que proporciona un entorno de programación de fácil uso para usuarios principiantes y de nivel avanzado, es multiplataforma, por lo que permite ejecutarle diferentes sistemas operativos como Windows, Linux y Mac OS X. Admite lenguajes de programación C y C++ y puede ser utilizado en cualquier tipo de tarjeta Arduino, debido a la facilidad de las librerías que integran el manejo de funciones para el desarrollo de las operaciones (Peña, 2020; Arduino, 2018).

3.6.3. Fusión 360

Es un software comercial de diseño basado en la nube que integra herramientas CAD, CAM y CAE para unificar el diseño, la ingeniería y la fabricación en una sola plataforma. Fusión 360 es proveniente de Autodesk dedicado a la elaboración de modelado 3D libre.

3.7. Programación del módulo electrónico

En esta sección, se detallan los correspondientes diagramas de flujo que se ha utilizado para la programación de las tarjetas de desarrollo Raspberry Pi 4 y Arduino Nano que componen el dispositivo de medición.

En la tabla 3-10 se puede observar las librerías necesarias que se va a utilizar para la elaboración de la programación del dispositivo, mientras tanto en los Anexos G y H se describe las programaciones respectivas.

Tabla 3-10: Librerías más utilizadas para la programación de las tarjetas de desarrollo.

Librerías Phyton	Descripción
sys	Provee acceso a algunas variables, para manejar parámetros y funciones específicas del sistema (Phython 2022a).
PyQt5	Permite la creación de interfaces graficas con Python de manera rápida y sencilla (Tutorialspoint 2020).
PyQt5.QtCore	Permite llamar a las clases principales de Qt (Tutorialspoint 2020).
PyQt5.QtGui	Componentes de la interfaz gráfica del usuario (Tutorialspoint 2020).
PyQt5.QtWidgets	Permite crear una interfaz gráfica tipo escritorio (Tutorialspoint 2020).
PyQt5.uic	Es el compilador de la interfaz del usuario de Qt (Tutorialspoint 2020).
pygame	Permite crear programas multimedia y juegos con las funciones de Python (Pygame 2022).
numpy	Librería especializada en el cálculo numérico y el análisis de datos para un gran volumen de datos.
serial	Permite la comunicación serial a través de RS232 (Hetpro 2021).
cv2	Librería de código abierto para visión artificial disponible para muchos lenguajes de programación. (OpenCV 2022).
mediapipe	Es utilizado para construir canalizaciones de aprendizaje automático para procesamiento de datos de series temporales como video, audio, etc. (MLconference 2019).

re	Comprueba si una cadena determinada tiene coincidencia con una expresión regular (Python 2022b).
matplotlib.pyplot	Permite crear gráficos en dos dimensiones (Matplotlib 2021).
peakdetect	Detecta los picos de un espectro (Peakdetection 2022).
RPi.GPIO	Inspecciona y manipula todo el sistema GPIO de la Raspberry Pi (Hager 2013).
time	Proporciona varias funciones que se relacionan con el tiempo (Python 2022c).
Wire.h	Permite comunicar por I ² C. Usa dos líneas SDA (línea de datos) y SCL (línea de reloj) (Arduino 2020).
MAX30105.h	Biblioteca para el MAX30105 Proximity Breakout (SparkFun Electronics 2022).
heartRate.h	Permite detectar los latidos del corazón. La frecuencia y ciclo de trabajo (Arduino 2020).

Realizado por: Salguero B. & Pintag J., 2023

3.7.1. Diagrama de flujo del proceso de medición de constantes vitales

Para el proceso de medición de las constantes vitales a través del dispositivo a construir se realiza de manera secuencial, para mejor detalle del proceso de medición se describe en el Gráfico 1-3 mediante la elaboración del diagrama de flujo, partiendo desde la temperatura corporal, seguido de la frecuencia cardiaca y finalizando con la frecuencia respiratoria.

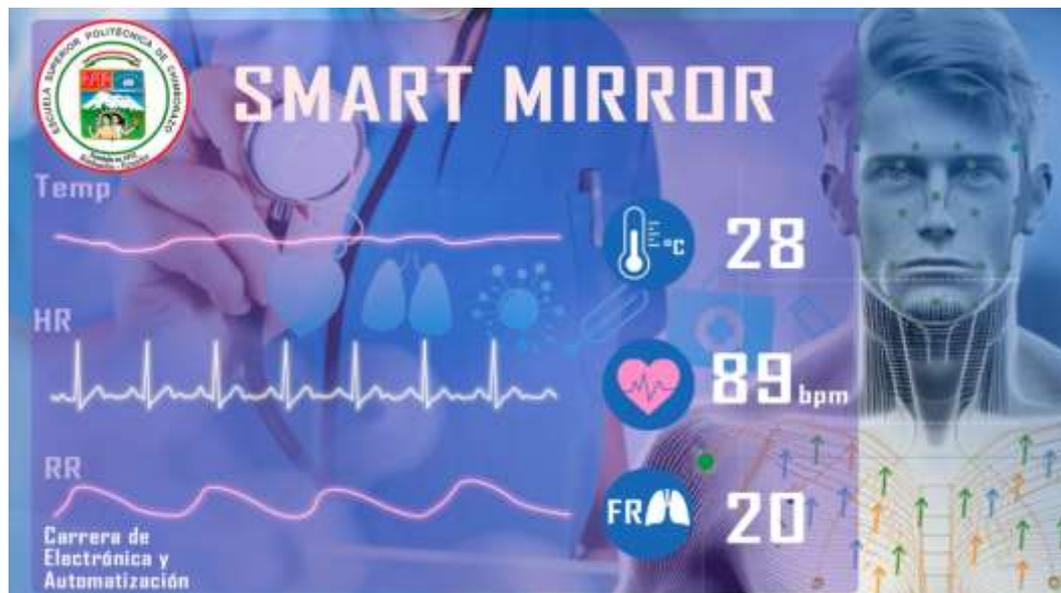


Ilustración 19-3. Interfaz de visualización de datos tomados de las constantes vitales

Realizado por: Salguero B. & Pintag J., 2023.

3.8. Interfaz de visualización

Para la visualización de los datos calculados en tiempo real de las constantes vitales tomadas, los datos una vez procesado mediante la tarjeta de desarrollo Raspberry Pi, se lo visualiza a través de una interfaz gráfica diseñada como se observa en la ilustración 19-3, donde el modelo propuesto genera los datos adquiridos con su respectiva señal representativa por constante medida.

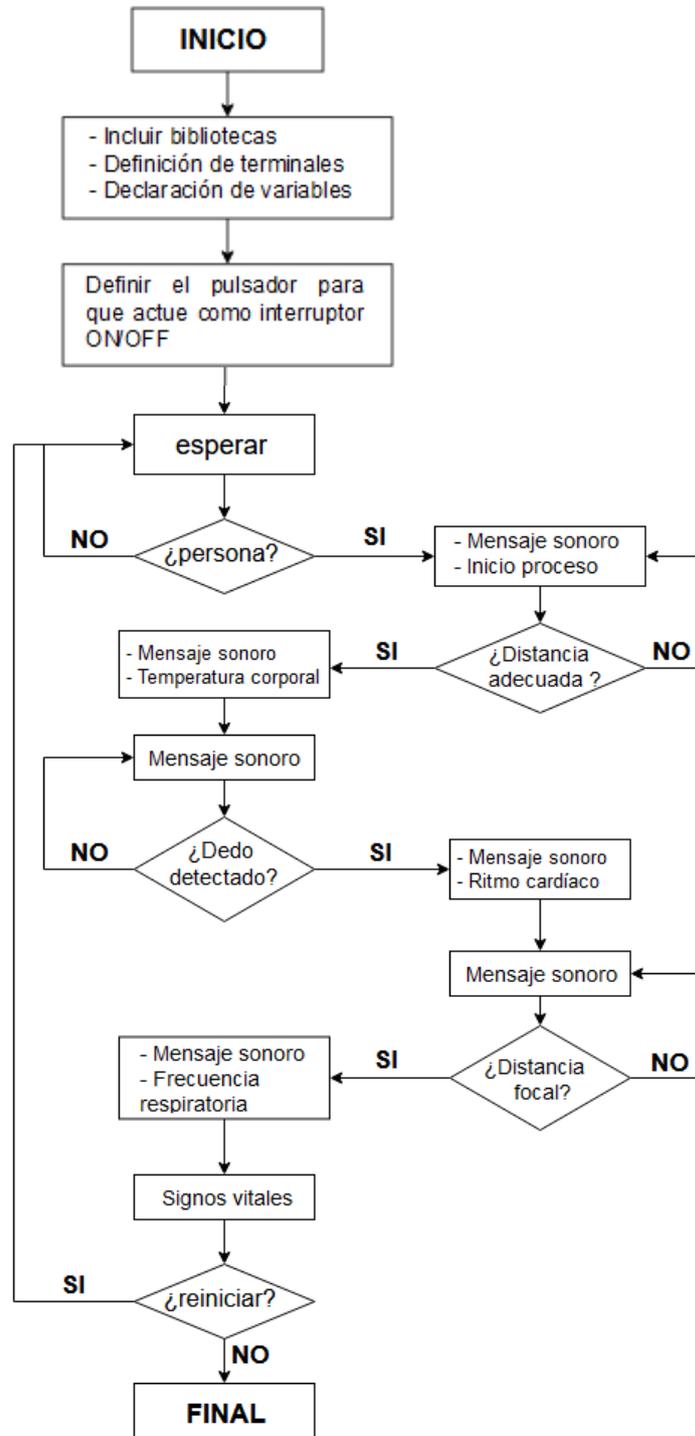


Gráfico 1-3. Diagrama de flujo del proceso de medición de constantes vitales

Realizado por: Salguero B. & Pintag J., 2023.

CAPITULO IV

4. ANÁLISIS Y RESULTADOS

En el presente capítulo se evalúa el funcionamiento del dispositivo medidor de constantes vitales mediante el análisis de validación en los módulos encargados de tomar datos en tiempo real, la validación a través de equipos patrón y seguido de un análisis económico los mismos que se detallan a continuación.

4.1. Descripción del dispositivo

Previo a las pruebas de validación, se realizó el acoplamiento en el dispositivo con los elementos seleccionado en el capítulo anterior, donde integra los elementos conformados por: un sensor de medición de temperatura corporal y una cámara de video implementados en la parte superior del dispositivo, mientras que el sensor de frecuencia cardiaca se localiza en la parte frontal derecha del dispositivo.

En la ilustración 1-4 se observa el modelo terminado del sistema medidor de constantes vitales de vista frontal y posterior con el conexionado interno de los elementos seleccionados.



Ilustración 1-4. Dispositivo electrónico medidor de constantes vitales

Realizado por: Salguero B. & Pintag J., 2023.

4.2. Consideraciones generales

Para la validación del dispositivo se realizó pruebas mediante un análisis de 30 muestras tomadas a los módulos implementados en el dispositivo con el fin de asegurar el correcto funcionamiento. La validación de funcionalidad de cada módulo no debe contener un valor de significancia menor al 5% en cada una de las constantes a evaluar con respecto al equipo patrón.

Según (Aguilar et al, 2010a: p.7), menciona que “el nivel de significancia o error se representa mediante resultados muestrales”, donde se plantea una prueba de hipótesis conformado por la hipótesis nula (H_0) y la hipótesis alternativa (H_1) y mediante el nivel de significancia obtenido permite rechazar o aceptar la hipótesis nula (H_0).

Las pruebas que se realizó para la evaluación son de tipo paramétricas, las mismas que están compuestas por tres consideraciones esenciales que se debe seguir para persuadir los valores tomados, estas consideraciones son:

1. Los datos deben ser de escala de intervalo o razón.
2. La población de la muestra debe aproximarse a una distribución normal.
3. Las varianzas de las muestras deben ser aproximadamente similar.

Una de las pruebas que se realizó es la prueba T, la misma que asegura la validación del dispositivo mediante el valor de significancia adquirido. Para hallar el valor de t se determina mediante la ecuación 1.

$$t = \frac{\bar{x} - \mu}{s / \sqrt{n}} \quad (1)$$

Donde:

\bar{X} : media muestral

μ : media poblacional

s : desviación estándar

n : grados de libertad

Según (Aguilar et al., 2010b: p.31), menciona que “es necesario un valor menor o igual a 30 muestras, donde al obtener un valor de significancia mayor al 5% se considera el no rechazo de la hipótesis nula (H_0), de esta manera interpretando como válido al dispositivo”.

Otro de los cálculos que es sustancial para la validación del módulo, es el error relativo porcentual el cual indica la calidad de las mediciones tomadas y permite determinar el estándar de calidad del resultado experimental.

El error relativo porcentual (er) se representa como el cociente entre el error absoluto y el valor total de muestras, determinando el criterio de calidad del resultado experimental, así como se plantea en la ecuación 2.

$$er = \frac{\Delta x}{Xr} * 100 \quad (2)$$

Donde:

Δx : error absoluto (diferencia entre la muestra del módulo electrónico y equipo patrón).

Xr : valor total de muestras

De igual manera (Santo y Lecumberry, 2017, p.9) menciona que “cuando se obtiene un valor del error relativo porcentual (er) menor al 1% la validez del dispositivo se interpreta como un resultado positivo, si el valor cae dentro de cierto rango de 5% a 10% es aceptable y si es mayor al 10% el resultado es solo algo fiable”.

A continuación, se detallan las pruebas realizadas y los resultados obtenidos.

4.3. Validación de los sensores

Tiene como objetivo verificar el correcto funcionamiento de cada de uno de los módulos implementados en el dispositivo medidor de constantes vitales mediante el cálculo del error relativo y el análisis de significancia obtenida a partir de las pruebas paramétricas realizadas en el software estadístico SPSS.

4.3.1. Validación en el sensor AMG8833

Se confirma que el módulo electrónico no incluya errores adicionales a los del equipo patrón. Para ello se eligió equipo patrón un termómetro infrarrojo ROOK 400/600 SP, el cual posee un error de medición de $\pm 1,5^{\circ}\text{C}$, en lo que se indica en la hoja de datos (anexo I).

El equipo patrón de recolección de datos se colocó a la altura de la frente a una distancia no mayor a 5 cm, mientras que el sensor AMG8833 que se sitúa en el dispositivo se posicionó a una distancia de 15 a 25 cm a la altura de la frente. Los datos tomados se reflejan en el *display* del

equipo patrón de igual manera en la pantalla de visualización del dispositivo, como puede ser visto en la ilustración 2-4.

Se tomaron un total de 30 muestras en el menor tiempo posible, lo que dura la secuencia de medición del dispositivo (anexo J).



Ilustración 2-4. Toma de muestras entre el equipo patrón y el dispositivo

Realizado por: Salguero B. & Pintag J., 2022

Finalmente, con los datos obtenidos se procedió a calcular el error absoluto y error relativo como se observa en la tabla 4-1 y se comprueba que el promedio del error no supere al error propio del equipo patrón.

En base a los cálculos realizados en la tabla 4-1 se puede observar que se obtuvo un error absoluto de $\pm 0,72^{\circ}\text{C}$, siendo menor a $\pm 1,5^{\circ}\text{C}$ del error que posee originalmente el equipo patrón. Por otro lado, se obtuvo un error relativo porcentual de 0,62%, el cual al ser menor al 1% indica que la validez del dispositivo es buena (Santo y Lecumberry, 2017a: p.8).

Mientras que en el gráfico 1-4 se muestra los datos comparativos de las muestras tomadas basándose en los datos de la tabla 4-1, donde se demuestra similitud entre los datos obtenidos por el equipo patrón y el módulo electrónico.

Para determinar la validez del dispositivo mediante las muestras tomadas y decretar la probabilidad de rechazar la hipótesis nula (H_0) según el valor de la significancia obtenida, se debe comparar que la variable a analizar siga una distribución normal, para ello se hizo uso del software

estadístico SPSS. La representación gráfica de cada variable se lo puede visualizar detalladamente en el (anexo K).

Tabla 4-1: Análisis de los errores absoluto y relativo en las muestras de temperatura corporal.

Número de Muestras	Fecha / Hora	Medición con equipo patrón [°C]	Medición con el módulo [°C]	Error Absoluto	Error Relativo (%)
1	26/1/2023 - 14:03:00	34,9	34,5	0,4	1,15
2	26/1/2023 - 14:03:10	35,4	34,8	0,6	1,69
3	26/1/2023 - 14:03:20	34,3	34,5	0,2	0,58
4	26/1/2023 - 14:03:30	33,5	34,6	1,1	3,28
5	26/1/2023 - 14:03:40	35,4	34,9	0,5	1,41
6	26/1/2023 - 14:03:50	35,6	35,2	0,4	1,12
7	26/1/2023 - 14:03:60	35,2	34,7	0,5	1,42
8	26/1/2023 - 14:04:10	34,4	33,8	0,6	1,74
9	26/1/2023 - 14:04:20	35,5	34,8	0,7	1,97
10	26/1/2023 - 14:04:30	34,9	34,1	0,8	2,29
11	26/1/2023 - 14:04:40	35	33,6	1,4	4,00
12	26/1/2023 - 14:04:50	35,4	35	0,4	1,13
13	26/1/2023 - 14:04:60	33,2	34,5	1,3	3,92
14	26/1/2023 - 14:05:10	35,6	34,1	1,5	4,21
15	26/1/2023 - 14:05:20	35,2	34	1,2	3,41
16	26/1/2023 - 14:05:30	35,3	35,6	0,3	0,85
17	26/1/2023 - 14:05:40	34,5	35,3	0,8	2,32
18	26/1/2023 - 14:05:50	36,5	35,5	1	2,74
19	26/1/2023 - 14:05:60	35,6	35,1	0,5	1,40
20	26/1/2023 - 14:06:57	34,6	35,1	0,5	1,45
21	26/1/2023 - 14:06:60	33,8	35	1,2	3,55
22	26/1/2023 - 14:06:10	34,8	35,9	1,1	3,16
23	26/1/2023 - 14:06:20	35,8	35,3	0,5	1,40
24	26/1/2023 - 14:06:30	35	35,3	0,3	0,86
25	26/1/2023 - 14:06:40	35,9	34,7	1,2	3,34
26	26/1/2023 - 14:06:50	34,5	34,9	0,4	1,16
27	26/1/2023 - 14:06:60	35,8	35,4	0,4	1,12
28	26/1/2023 - 14:07:10	34,6	35,4	0,8	2,31
29	26/1/2023 - 14:07:20	34,6	35,5	0,9	2,60
30	26/1/2023 - 14:07:30	35,1	35,3	0,2	0,57
PROMEDIO				± 0,72	0,62 %

Realizado por: Salguero B. & Pintag J., 2023.

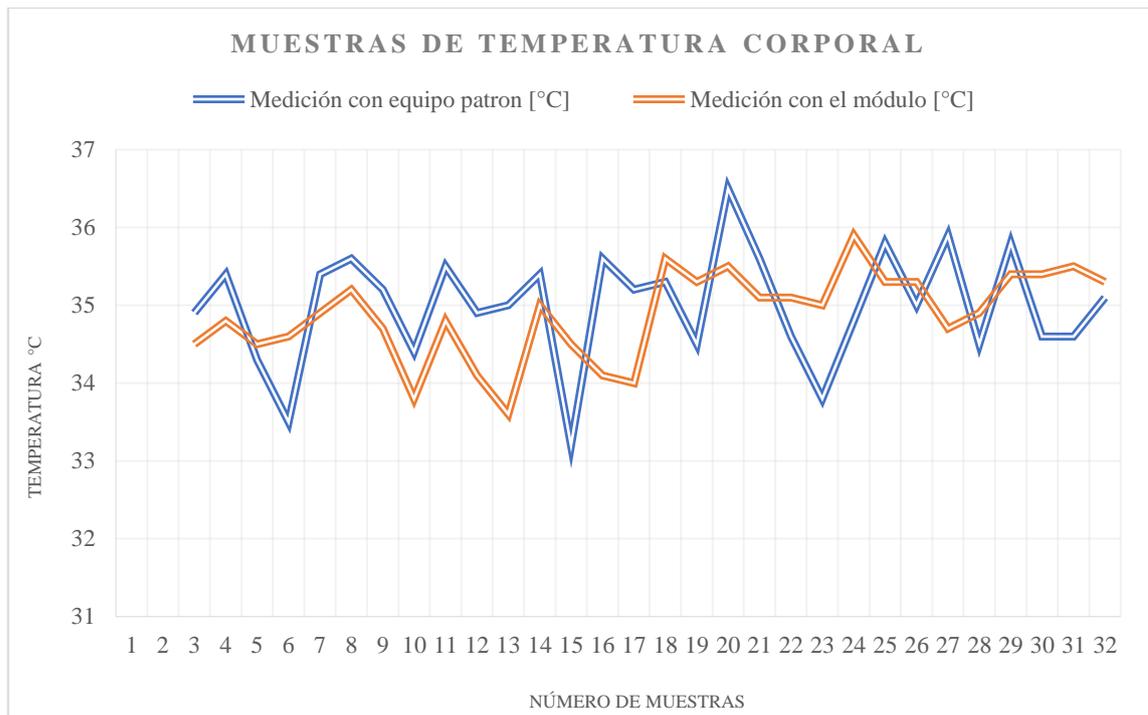


Gráfico 1-4. Muestras comparativas de temperatura corporal entre equipo patrón y el módulo electrónico.

Realizado por: Salguero B. & Pintag J., 2023

Los valores estadísticos obtenidos, tanto del equipo patrón como del módulo electrónico se lo representa en la tabla 4-2.

Tabla 4-2: Prueba de normalidad realizada para la temperatura corporal en el software SPSS.

Pruebas de normalidad						
	Kolmogorov-Smirnov ^a			Shapiro-Wilk		
	Estadístico	gl	Sig.	Estadístico	gl	Sig.
AMG_patrón	0,08	30	,200*	0,969	30	0,5
AMG_mdulo	0,106	30	,200*	0,963	30	0,374

Realizado por: Salguero B. & Pintag J., 2023

Dado que la muestra es menor o igual a 30, según el estadístico de Shapiro-Wilk, el valor 0,374 es mayor al nivel de significancia (0,05), concluyendo que los datos siguen una distribución normal.

Una vez realizado la prueba de normalidad, se procede a determinar la prueba t, descrita en la tabla 4-3, consiste en determinar si el valor de la hipótesis es nula o alternativa.

Según la prueba t realizada para muestras independientes describe que las medidas cumplen con varianzas iguales, donde la probabilidad 0,488 es mayor al nivel de significancia, concluyendo que no se rechaza la hipótesis nula, por lo que las muestras de temperatura (°C) del sensor AMG8833 no está sesgado.

Tabla 4-3: Prueba T para muestras independientes de la temperatura corporal en el software SPSS.

Prueba de muestras independientes										
		Prueba de Levene para la igualdad de varianzas		Prueba T para la igualdad de medias						
		F	Sig.	t	gl	Sig. (bilateral)	Diferencia de medias	Error típ. de la diferencia	95% Intervalo de confianza para la diferencia	
									Inferior	Superior
medidas	Se han asumido varianzas iguales	1,127	0,293	0,698	58	0,488	0,11667	0,16726	-0,21813	0,45146
	No se han asumido varianzas iguales			0,698	54,717	0,488	0,11667	0,16726	-0,21856	0,45189

Realizado por: Salguero B. & Pintag J., 2023

4.3.2. Validación del sensor MAX30102

Para la recolección de datos, se colocó el dedo índice izquierda en el equipo patrón y el módulo electrónico en el dedo índice de la mano derecha, los datos se reflejan en el *display* y en la pantalla del dispositivo desarrollado, así como se observa en la ilustración 3-4 y en (anexo M).

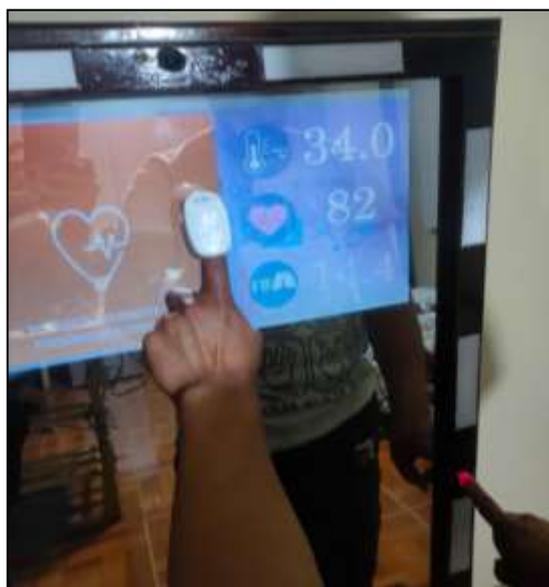


Ilustración 3-4. Toma de datos entre el equipo líder y el dispositivo

Realizado por: Salguero B. & Pintag J., 2023.

Como equipo patrón se ha seleccionado un oxímetro SM-YX102, el cual posee un error de medición del $\pm 2 \%$, según lo indicado en la hoja de datos (anexo L).

Tabla 4-4: Análisis de los errores absoluto y relativo en las muestras de frecuencia cardiaca.

Numero de Muestras	Fecha / Hora	Medición con equipo patrón [bpm]	Medición con el módulo [bpm]	Error Absoluto	Error Relativo (%)
1	27/1/2023 - 10:35:00	82	81	1	1,22
2	27/1/2023 - 10:38:00	78	79	1	1,28
3	27/1/2023 - 10:41:00	79	72	7	8,86
4	27/1/2023 - 10:44:00	79	76	3	3,80
5	27/1/2023 - 10:47:00	80	77	3	3,75
6	27/1/2023 - 10:50:00	78	76	2	2,56
7	27/1/2023 - 10:53:00	80	74	6	7,50
8	27/1/2023 - 10:56:00	75	77	2	2,67
9	27/1/2023 - 10:59:00	76	74	2	2,63
10	27/1/2023 - 11:02:00	79	75	4	5,06
11	27/1/2023 - 11:05:00	80	77	3	3,75
12	27/1/2023 - 11:07:00	78	76	2	2,56
13	27/1/2023 - 11:10:00	83	78	5	6,02
14	27/1/2023 - 11:13:00	78	78	0	0,00
15	27/1/2023 - 11:16:00	79	78	1	1,27
16	27/1/2023 - 11:19:00	74	74	0	0,00
17	27/1/2023 - 11:22:00	74	70	4	5,41
18	27/1/2023 - 11:25:00	73	72	1	1,37
19	27/1/2023 - 11:28:00	73	76	3	4,11
20	27/1/2023 - 11:31:00	73	70	3	4,11
21	27/1/2023 - 11:34:00	75	73	2	2,67
22	27/1/2023 - 11:37:00	77	78	1	1,30
23	27/1/2023 - 11:40:00	78	75	3	3,85
24	27/1/2023 - 11:43:00	72	71	1	1,39
25	27/1/2023 - 11:46:00	70	72	2	2,86
26	27/1/2023 - 11:49:00	73	70	3	4,11
27	27/1/2023 - 11:52:00	76	74	2	2,63
28	27/1/2023 - 11:55:00	74	72	2	2,70
29	27/1/2023 - 11:58:00	71	70	1	1,41
30	27/1/2023 - 12:51:00	70	75	5	7,14
PROMEDIO				$\pm 2,50$	0,98%

Realizado por: Salguero B. & Pintag J., 2023.

Se tomó un total de 30 muestras en el menor tiempo posible, lo que dura la secuencia de medición del dispositivo con los datos obtenidos se calcula el error absoluto y relativo como se observa en la tabla 4-4 y se verifica la precisión de los resultados que no supere al error propio del equipo patrón.

En base a los cálculos realizados en la tabla 4-4 se puede observar que se obtuvo un error absoluto de $\pm 2,50$ (bpm) equivalente a un error relativo de 0,98%, siendo menor a ± 2 % del error que posee originalmente el equipo patrón, por otro lado, al ser menor al 1% indica que la validez del dispositivo es buena (Santo y Lecumberry, 2017b: p.8).

Mientras tanto en el gráfico 2-4 se muestra los datos comparativos de las muestras tomadas basándose en los datos de la tabla 4-4, donde se demuestra similitud entre los datos obtenidos por el equipo patrón y el módulo electrónico.

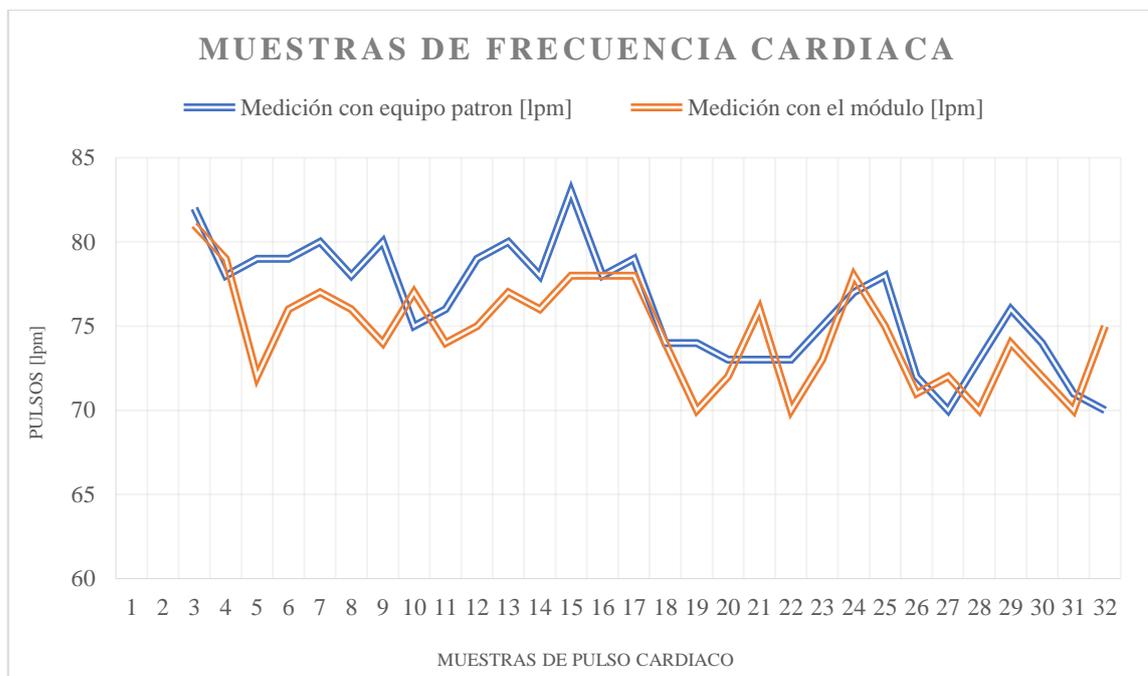


Gráfico 2-4. Muestras comparativas de frecuencia cardiaca entre equipo patrón y el módulo electrónico.

Realizado por: Salguero B. & Pintag J., 2023.

Para determinar la validez del dispositivo mediante las muestras tomadas y decretar la probabilidad de rechazar la hipótesis nula (H_0) según el valor de la significancia obtenida, se debe comparar que la variable a analizar siga una distribución normal, para ello se hizo uso del software estadístico SPSS.

La representación gráfica de cada variable se lo puede visualizar de mejor manera en el (anexo N).

Los valores estadísticos obtenidos, tanto del equipo patrón como del módulo electrónico se lo representa en la tabla 4-5.

Tabla 4-5: Prueba de normalidad de la frecuencia cardiaca en el software SPSS.

Pruebas de normalidad						
	Kolmogorov-Smirnov ^a			Shapiro-Wilk		
	Estadístico	gl	Sig.	Estadístico	gl	Sig.
AMG_patró n	,161	30	,046	,963	30	,363
AMG_módu lo	,113	30	,200*	,957	30	,252

Realizado por: Salguero B. & Pintag J., 2023.

Dado que la muestra es menor o igual a 30, según el estadístico de Shapiro-Wilk, el valor 0,252 es mayor al nivel de significancia de (0,05), concluyendo que los datos siguen una distribución normal.

Una vez realizado la prueba de normalidad, se procede a determinar la prueba t, descrita en la tabla 4-6, consiste en determinar si el valor de la hipótesis es nula o alternativa.

Tabla 4-6: Prueba T para muestras independientes de la frecuencia cardiaca en el software SPSS.

Prueba de muestras independientes										
		Prueba de Levene para la igualdad de varianzas		Prueba T para la igualdad de medias						
		F	Sig.	t	gl	Sig. (bilateral)	Diferencia de medias	Error típ. de la diferencia	95% Intervalo de confianza para la diferencia	
									Inferior	Superior
medidas	Se han asumido varianzas iguales	1,225	,273	1,868	58	,067	1,567	,839	-,112	3,246
	No se han asumido varianzas iguales			1,868	56,754	,067	1,567	,839	-,113	3,246

Realizado por: Salguero B. & Pintag J., 2023.

Según la prueba t para muestras independientes describe que las medidas poseen varianzas iguales, donde la probabilidad 0,67 es mayor al nivel de significancia, concluyendo que no se

rechaza la hipótesis nula, por lo que las muestras de frecuencia cardiaca (bpm) del sensor MAX30102 no está sesgado.

4.3.3. Validación de la cámara web

Para la obtención de datos se ha seleccionado como equipo patrón una cámara de 64 Megapíxeles, la cual posee alta resolución y excelente toma de video, así como se visualiza en el (anexo O).

Para la toma de datos con el equipo patrón se grabó varios videos por un minuto cada uno con el fin de determinar el número de respiraciones que llega a generar la persona. Mientras que, con el módulo electrónico, se tuvo que posicionar a la persona frente al dispositivo a una distancia de 55 a 60 cm frente a la cámara ELP-SUSB1080P01-L180. Los datos se reflejan en la pantalla del dispositivo, así como se observa en la ilustración 4-4.

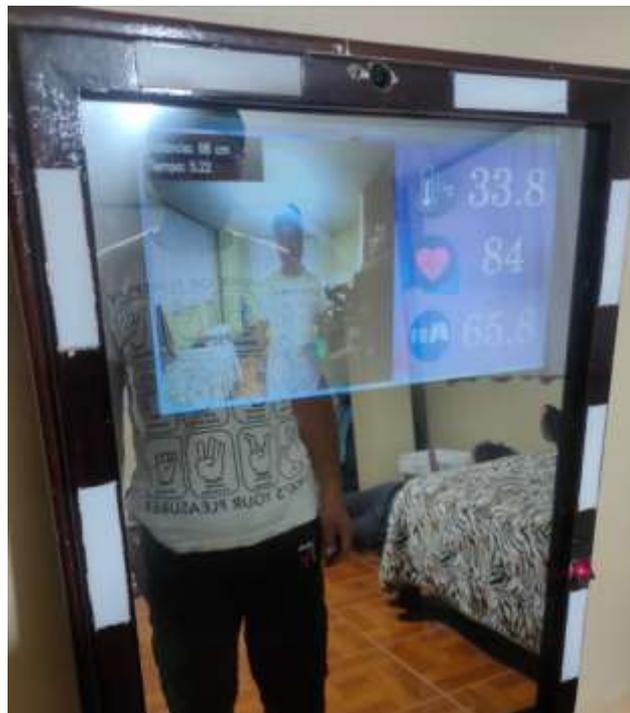


Ilustración 4-4. Toma de muestras en el dispositivo electrónico

Realizado por: Salguero B. & Pintag J., 2023.

Se tomó un total de 30 muestras en el menor tiempo posible, lo que dura la secuencia de medición del dispositivo (anexo P). Con los datos obtenidos se calculan el error absoluto y relativo como se observa en la tabla 4-7.

En base a los cálculos realizados en la tabla 4-7 se puede observar que se obtuvo un error absoluto de $\pm 0,93$ rpm equivalente al 1,63% de un error porcentual relativo, donde se determina que la

validez del dispositivo es aceptable, cuando se encuentra en el rango del 1% al 5% (Santo y Lecumberry, 2017c: p.8).

Mientras que en el gráfico 3-4 se muestra los datos de variabilidad respecto al valor nominal de prueba obtenido con el equipo patrón.

Tabla 4-7: Análisis de los errores absoluto y relativo en las muestras de frecuencia respiratoria.

Numero de Muestras	Fecha / Hora	Medición con equipo patrón [#]	Medición con el módulo [#]	Error Absoluto	Error Relativo (%)
1	28/1/2023 - 16:15:00	18	17	1	5,56
2	28/1/2023 - 16:17:00	17	18	1	5,88
3	28/1/2023 - 16:19:00	15	16	1	6,67
4	28/1/2023 - 16:21:00	17	16	1	5,88
5	28/1/2023 - 16:23:00	18	19	1	5,56
6	28/1/2023 - 16:25:00	16	16	0	0,00
7	28/1/2023 - 16:27:00	19	20	1	5,26
8	28/1/2023 - 16:29:00	17	18	1	5,88
9	28/1/2023 - 16:31:00	18	19	1	5,56
10	28/1/2023 - 16:33:00	17	18	1	5,88
11	28/1/2023 - 16:35:00	18	19	1	5,56
12	28/1/2023 - 16:37:00	20	20	0	0,00
13	28/1/2023 - 16:39:00	17	19	2	11,76
14	28/1/2023 - 16:41:00	16	15	1	6,25
15	28/1/2023 - 16:43:00	17	15	2	11,76
16	28/1/2023 - 16:45:00	19	20	1	5,26
17	28/1/2023 - 16:47:00	17	16	1	5,88
18	28/1/2023 - 16:49:00	20	21	1	5,00
19	28/1/2023 - 16:51:00	15	14	1	6,67
20	28/1/2023 - 16:53:00	17	16	1	5,88
21	28/1/2023 - 16:55:00	18	19	1	5,56
22	28/1/2023 - 16:57:00	17	17	0	0,00
23	28/1/2023 - 16:59:00	16	15	1	6,25
24	28/1/2023 - 17:01:00	16	15	1	6,25
25	28/1/2023 - 17:03:00	18	18	0	0,00
26	28/1/2023 - 17:05:00	19	20	1	5,26
27	28/1/2023 - 17:07:00	17	18	1	5,88
28	28/1/2023 - 17:09:00	16	15	1	6,25
29	28/1/2023 - 17:11:00	17	16	1	5,88
30	28/1/2023 - 17:13:00	18	17	1	5,56
PROMEDIO				0,93	1,63%

Realizado por: Salguero B. & Pintag J., 2023.

Para determinar la validez del dispositivo mediante las muestras tomadas y decretar la probabilidad de rechazar la hipótesis nula (Ho) según el valor de la significancia obtenida. Se debe comparar que la variable a analizar siga una distribución normal, para eso se hizo uso del software estadístico SPSS. La representación gráfica de cada variable se lo puede visualizar de mejor manera en el (anexo Q).

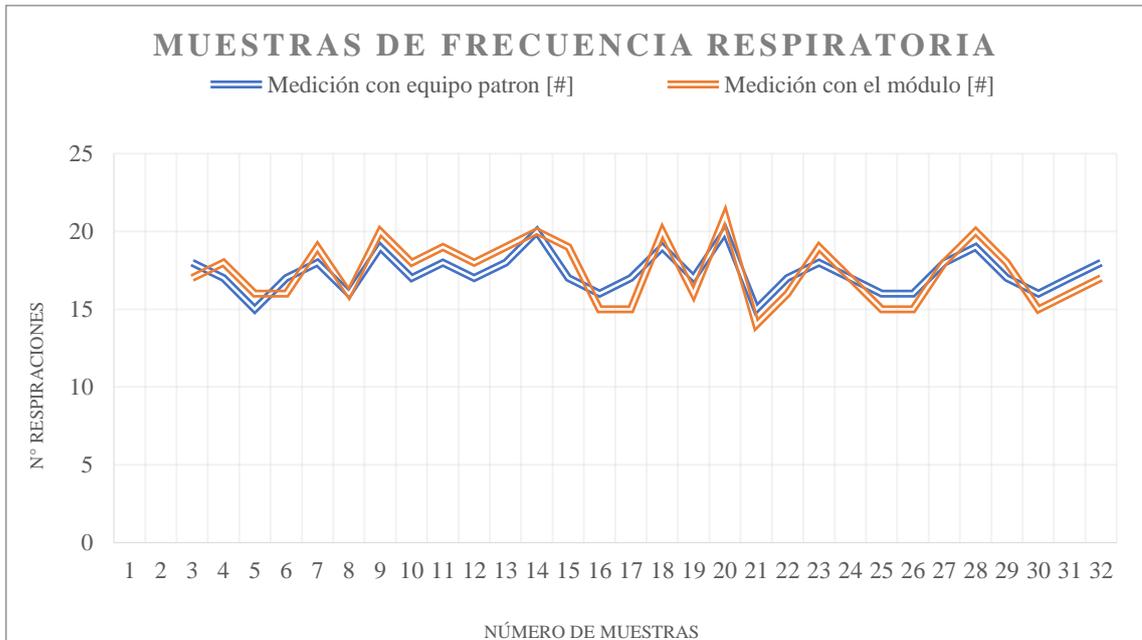


Gráfico 3-4. Muestras comparativas de frecuencia respiratoria entre equipo patrón y el módulo electrónico.

Realizado por: Salguero B. & Pintag J., 2023.

Los valores estadísticos obtenidos, tanto del equipo patrón como del módulo electrónico se lo representa en la tabla 4-8.

Tabla 4-8: Prueba de normalidad para la frecuencia respiratoria en el software SPSS.

Pruebas de normalidad						
	Kolmogorov-Smirnov ^a			Shapiro-Wilk		
	Estadístico	gl	Sig.	Estadístico	gl	Sig.
PF_respiratoria	,204	30	,003	,935	30	,066
MF_respiratoria	,167	30	,033	,941	30	,097

Realizado por: Salguero B. & Pintag J., 2023.

Dado que la muestra es menor o igual a 30, según el estadístico de Shapiro-Wilk, el valor 0,097 es mayor al nivel de significancia, concluyendo que los datos siguen una distribución normal.

Una vez realizado la prueba de normalidad, se procede a determinar la prueba t, descrita en la tabla 4-9, consiste en determinar si el valor de la hipótesis es nula o cierta.

Según la prueba t para una muestra se determinó que la probabilidad 0,875 es mayor al nivel de significancia, concluyendo que no se rechaza la hipótesis nula, por lo que las muestras de frecuencia respiratoria tomadas con el módulo electrónico ELP-SUSB1080P01-L180 no está sesgado.

Tabla 4-9: Prueba T para una muestra de prueba de la frecuencia respiratoria en el software SPSS.

Prueba de muestras independientes											
		Prueba de Levene para la igualdad de varianzas		Prueba T para la igualdad de medias							
		F	Sig.	t	gl	Sig. (bilateral)	Diferencia de medias	Error típ. de la diferencia	95% Intervalo de confianza para la diferencia		
										Inferior	Superior
F_RESP	Se han asumido varianzas iguales	9,539	,003	-,159	58	,875	-,067	,421		-,908	,775
	No se han asumido varianzas iguales			-,159	50,226	,875	-,067	,421		-,911	,778

Realizado por: Salguero B. & Pintag J., 2023.

4.4. Validación general del dispositivo



Ilustración 4-5. Centro de Rehabilitación Física y Kinesiológica CENREFK.

Realizado por: Salguero B. & Pintag J., 2023.

Para la validación en totalidad del dispositivo se procedió a buscar un centro de ayuda conformado por profesionales de la salud, especializados en medicina general, física y respiratoria; con el fin que se valide el funcionamiento del dispositivo de manera profesional.

En la ilustración 4-5 se muestra la visita al centro de especialidad CENREFK ubicado al norte de la ciudad de Riobamba, en donde se procedió a realizar la validación general del dispositivo con especialistas de la salud, se realizó algunas tomas de datos para la validación del dispositivo.

Una de ellas se muestra en la ilustración 4-6, dando como resultado satisfactorio lo que respecta al funcionamiento del dispositivo.



Ilustración 4-6. Dispositivo en funcionamiento para la validación con los especialistas de salud.

Realizado por: Salguero B. & Pintag J., 2023.

En base a los datos tomados y la respectiva prueba de funcionabilidad general con los especialistas del centro de salud CENREFK, se validó el dispositivo electrónico en su totalidad, por lo que se adjunta en la ilustración 4-7 el certificado de aprobación conformado por tres especialistas en la salud que fueron pioneros en visualizar el funcionamiento del dispositivo.



CENTRO DE REHABILITACIÓN INTEGRAL DE ALTA COMPLEJIDAD

Traumatología y Ortopedia - Fisioterapia Deportiva
Quiropraxia - Ozonoterapia - Terapia del Dolor

Riobamba, 13 de julio de 2023

CERTIFICADO

A quien corresponda, Nosotros; Lic. Ft BYRON NORBERTO VILEMA VIZUETE con CI 0602777294, GERENTE GENERAL CENREFK (Centro de Rehabilitación Física y Kinesiológica), Dr. SANTIAGO ISRAEL MORENO AVILES con CI 0603682568, TRAUMATOLOGO ORTOPEDISTA CENREFK, Dra. ANGELICA PAOLA URQUIZO BUENAÑO, con CI 0603346792, MEDICO GENERAL CENREFK, tenemos a bien certificar que el proyecto técnico denominado **DESARROLLO DE UN SISTEMA DE MEDICIÓN DE CONSTANTES VITALES NO INVASIVO CON BASE EN SENSORES Y VISIÓN ARTIFICIAL** diseñado por los señores Brayan Henberito Salguero Salguero y Juan Javier Pintag Morocho, estudiantes de la carrera de Ingeniería electrónica y Automatización de la Escuela Superior Politécnica de Chimborazo, ha sido probado paulatinamente hasta comprobar su correcto funcionamiento.

Es todo lo que puedo decir en honor a la verdad para que los interesados hagan uso de este documento como creyeran conveniente.

Atentamente:

Lic. Ft. Byron Norberto Vizueta Vilema.
GERENTE GENERAL CENREFK



Dr. Santiago Israel Moreno Aviles
TRAUMATOLOGO ORTOPEDISTA
CENREFK

Angélica Urquizo
MEDICO GENERAL
0603346792
Dra. Angelica Paola Urquizo Buenaño
MEDICO GENERAL CENREFK

CONTACTANOS
Ft. Byron Vilema Vizueta
TERAPIA FISICA Y QUIROPRAXIA
☎ 098 460 3618

RIOBAMBA
Dolores Veintimilla
y Av. José Lizarzaburu
☎ 099 446 3315

SUCURSAL RIOBAMBA
Larrea y Guayaquil
☎ (03) 2961 105
☎ 096 003 1588

CUARANDA
García Moreno y 9 de Abril
☎ 099 135 7261

Ilustración 4-7. Certificado de validación del dispositivo por el centro de rehabilitación CENREFK.

Realizado por: Salguero B. & Pintag J., 2023.

4.5. Evaluación económica

En esta sección se describe la relación costo beneficio del dispositivo mediante una comparación con una alternativa comercial existente en el mercado. En la tabla 4-10 se muestra el análisis económico de cada uno de los artículos, cantidades y sus respectivos precios de la implementación del dispositivo. El valor total de la implementación tuvo un costo de \$904,00 dólares (USD) sin considerar la mano de obra.

Tabla 4-10: Análisis económico para la construcción del proyecto.

	Artículos	Cantidad	Precio unitario	Total
Módulos electrónicos	Dispositivos para implementar			
	Raspberry Pi 4 modelo B	1	\$360,00	\$360,00
	Arduino nano	1	\$15,00	\$15,00
	Sensor MAX30102	1	\$20,00	\$20,00
	Sensor AMG8833	1	\$55,00	\$55,00
	Cámara Web 1080HD	1	\$60,00	\$60,00
	Pantalla	1	\$90,00	\$90,00
	Parlantes	1	\$15,00	\$15,00
Equipo patrón	Dispositivos de prueba (maestro)			
	Oxímetro	1	\$29,00	\$29,00
	Pistola infrarroja temperatura	1	\$40,00	\$40,00
	Cámara celular	1	\$0,00	\$0,00
Elementos adicionales	Otros insumos			
	Estructura Espejo	1	\$80,00	\$80,00
	Insumos electrónicos	1	\$30,00	\$30,00
	Módulos led 12V	10	\$1,00	\$10,00
	Touch de encendido / apagado	1	\$5,00	\$5,00
	Convertidor HDMI a VGA	1	\$15,00	\$15,00
	Estructura impresa 3D	1	\$15,00	\$15,00
	Cable mini HDMI	1	\$15,00	\$15,00
	Otros	1	\$50,00	\$50,00
TOTAL				\$904,00

Realizado por: Salguero B. & Pintag J., 2023.

Cabe mencionar que en el mercado no existe en si un dispositivo que integre todas las mediciones de constantes vitales similares al sistema construido, por lo que se puede resaltar los beneficios adicionales de integrar las mediciones de constantes vitales en un solo dispositivo, sin necesidad de que la persona tenga que movilizarse a un centro médico o lugares que tomen muestras de las constantes vitales.

En la ilustración 4-8 se observa el dispositivo inteligente, denominado *The Mirror*, el cual brinda rutinas de acondicionamiento físico personalizado, así como también estímulo personal y un conjunto sólido de análisis. El valor del dispositivo tiene un costo de \$1.495 dólares lo que incrementa en un 39.59% al dispositivo desarrollado en este trabajo.



¿Cuándo puede un espejo ayudarlo a verse mejor? Cuando es The Mirror. En su estado de reposo, el espejo parece un espejo vertical o colgante estándar (aunque elegante), pero una vez activado, se convierte en un portal de video personalizado para una gran cantidad de rutinas de acondicionamiento físico. Con más de 70 clases semanales en vivo y una biblioteca en constante expansión de entrenamientos a pedido, Mirror ofrece a los usuarios un entrenamiento en casa robusto, a través de equipos de ejercicio que se mezclan con la decoración cuando se dejan de usar. Los propietarios de espejos tampoco se verán perjudicados por la diversidad de ejercicios: el dispositivo proporciona instrucción en cardio, entrenamiento de fuerza, yoga, boxeo, barra, bootcamp y más. Además de todo tipo de opciones de ejercicio, Mirror también brinda a los usuarios estímulo personal y un conjunto sólido de análisis para seguir su progreso.

The Mirror está disponible por **US\$1.495**. Una membresía para aprovechar las características clave del dispositivo cuesta US\$39/mes y se vende por separado.

Ilustración 4-8. Dispositivos electrónicos similares considerados en el mercado.

Realizado por: Salguero B. & Pintag J., 2023.

CONCLUSIONES

- Se estudió el proceso de medición de constantes vitales para adquirir los valores de temperatura corporal, frecuencia cardíaca y frecuencia respiratoria en tiempo real, avalando que su uso sea accesible para cualquier tipo de persona.
- Se diseñó y se construyó el sistema de medición de constantes vitales utilizando dispositivos electrónicos para la lectura de datos mediante sensores y procesamiento de imágenes con el fin de adaptar el sistema a un espejo para facilitar la funcionalidad y visualización.
- Con base al estudio generado mediante los algoritmos de estimación de flujo óptico se determinó que el algoritmo de Lucas-Kanade hace una mejor estimación del desplazamiento de una vecindad observando los cambios en la intensidad de los píxeles que puede aplicarse a partir de los gradientes conocidos de la imagen.
- El resultado del algoritmo es un conjunto de vectores de flujo óptico distribuido sobre la imagen que dan una idea estimada del movimiento de los objetos en la escena.
- Mediante el proceso de medición a través de las tablas características se determinó la calidad del resultado experimental donde la temperatura corporal y frecuencia cardíaca son considerados como resultados buenos ya que son menores al 1% de error relativo y la frecuencia cardíaca como resultado aceptable, ya que posee un error relativo en el límite de 1% a 5%.
- Al evaluar el funcionamiento general del dispositivo se determinó que cumple con todos los requerimientos establecidos, entregando datos claros, confiables y de fácil entendimiento hacia el usuario.
- Respecto a la construcción del dispositivo se determinó un 39,59% de ahorro en relación con el costo de dispositivos similares que se encuentran disponibles en el mercado.

RECOMENDACIONES

- Analizar la resistencia y manejabilidad de materiales de construcción para el diseño de la estructura, debido a que el exceso de material influye a un sobrepeso para la trasportación del dispositivo.
- Estudiar la compatibilidad de los módulos electrónicos respecto a la tarjeta de desarrollo que se pretenda utilizar, ya que posibles módulos generan márgenes de error que afectan a resultados finales.
- Posicionar los módulos electrónicos de medida en áreas de fácil acceso al usuario y que dispongan de una buena visión para que de esta manera no genere interferencias al momento de tomar datos.
- Realizar estudios analíticos de las señales graficadas con el fin de estudiar el comportamiento de cada una de ellas y proyectar los valores en tiempos reducidos.
- Estudiar la interpretación de los datos experimentales generados mediante las mediciones tomadas a través de los dispositivos utilizados, ya que con eso se concluye el rango de aceptabilidad del dispositivo.
- Investigar posibles estudios o algoritmos de visión artificial que analice el desplazamiento de la frecuencia respiratoria o a fines, en funciones de movimientos rápidos.

BIBLIOGRAFÍA

AGUILAR, A.; ALTAMIRANO, J.; GARCÍA, O. *Introducción a la diferencia estadística*. [en línea]. México: Pearson Educación, 2010. [Consulta: 2023-07-01]. Disponible en: <https://www.elsolucionario.org/introduccion-la-inferencia-estadistica-armando-aguilar/>

AGUIRRE VERDESOTO, Esteban Ricardo, & CAJAS BUENAÑO, Mildred Liseth. Implementación de un equipo de medición de temperatura corporal con indicaciones por voz utilizando la plataforma de creación electrónica de código abierto Arduino para los clientes de locales comerciales. [en línea] (Trabajo de titulación). (Ingeniería) Universidad de las Fuerzas Armadas ESPE, Electrónica mención instrumentación y aviónica. Latacunga, Ecuador. 2021. pp. 20-29. [Consulta: 2022-11-21]. Disponible en: <https://repositorio.espe.edu.ec/handle/21000/25986>

ARDUINO. *Arduino Nano* [blog]. 2022. [Consulta: 2023-05-23]. Disponible en: <https://arduino.cl/arduino-nano/>

ARDUINO. *Arduino Nano* [blog]. 2022a. [Consulta: 2023-06-12]. Disponible en: <https://arduino.cl/arduino-nano/>

ARDUINO. *Etiqueta: IDE* [blog]. 2018. [Consulta: 2023-04-03]. Disponible en: <https://www.aprendiendoarduino.com/tag/ide/>

BALL, Jane; et al. *Seidel's guide to physical examination an interprofesional aproach*. 9 ed. St. Louis – USA: Elsevier, 2019. 978-0-323-48195-3, p. 83

BAZAREVSKY VALENTIN; Grishchenko Ivan. *On-device, Real-time Body Pose Tracking with MediaPipe BlazePose* [blog]. 2020. [Consulta: 2022-10-22]. Disponible en: <https://ai.googleblog.com/2020/08/on-device-real-time-body-pose-tracking.html>

BEAGLEBONE. *BeagleBone Black* [blog]. 2023. [Consulta: 2023-05-25]. Disponible en: <https://beagleboard.org/black>

BUSTAMANTE, S. Algoritmos de procesamiento de imagen aplicados a la detección de figuras geométricas y sus propiedades espaciales [en línea] (Trabajo de titulación). (Ingeniería) Pontificia Universidad Católica de Valparaíso, Ingeniería Ejecución en Informática. Valparaíso, Chile,

2014. pp. 11-29. [Consulta: 2022-11-21]. Disponible en: http://opac.pucv.cl/pucv_txt/txt-4500/UCE4968_01.pdf

CHEN, Duan-Yu; LAI, Jyun-Ci. “HHT-based remote respiratory rate estimation in thermal images”. *IEEE SNPD* [en línea], 2017, (Japón), pp. 263-268. [Consulta: 2023-02-22]. Disponible en: <https://doi.org/10.1109/SNPD.2017.8022731>

COLCHA LLANGA, Alex Ramiro; PINO MACHADO, Ronald David. Desarrollo de una máquina expendedora autónoma de componentes electrónicos básicos con dos métodos de pago, monedas y dinero electrónico para los estudiantes de Ingeniería Electrónica. [en línea] (Trabajo de titulación). (Ingeniería) Escuela Superior Politécnica de Chimborazo, Ingeniería de Electrónica en Control y Redes Industriales. Riobamba, Ecuador. 2018. pp. 23-25. [Consulta: 2023-04-02]. Disponible en: <http://dspace.esPOCH.edu.ec/handle/123456789/9238>

DIAZ, Alberto. Seguimiento de Constantes Vitales. [en línea] (Trabajo de Titulación) (Ingeniería). Universidad de Valladolid. Ingeniería Electrónica Industrial y Automática, Valladolid, España, 2020. pp. 12-14. [Consulta: 2023-03-13]. Disponible en: <https://uvadoc.uva.es/bitstream/10324/45102/1/TFG-I-1706.pdf>

GAO YAO, Jia Cheng. Diseño y desarrollo de un prototipo de espejo inteligente (SMIRROR). [en línea] (Trabajo de Titulación). (Ingeniería) Universidad Politécnica de Valencia. Ingeniería Industrial y Automática. 2020. pp. 14-24. [Consulta: 2022-09-18]. Disponible en: <https://riunet.upv.es/handle/10251/151906>

GONZÁLEZ DUQUE, Raúl. *Python para todos*. [blog]. España, 2011. [Consulta: 2023-03-15]. Disponible en: <https://persoal.citius.usc.es/eva.cernadas/informaticaparacientificos/material/libros/Python%20para%20todos.pdf>

GONZALES, Francisco; REINA, Luis; NARANJO, David. Diseño e implementación de un pulsioxímetro reflexivo y estudio de su funcionamiento en diferentes zonas del cuerpo. [en línea] (Trabajo de Titulación) (Ingeniería). Universidad de Sevilla, Ingeniería de las tecnologías de Telecomunicación, Sevilla, 2019. pp. 5-23. [Consulta: 13 enero 2023]. Disponible en: <https://idus.us.es/bitstream/handle/11441/94193/TFG-2554-GONZALEZ%20ROMERO.pdf?sequence=1&isAllowed=y>

GONZALEZ, Ana; et al. *Técnicas y algoritmos básicos de visión artificial*. [en línea]. Logroño, España, EDMANS, 2006. [Consulta: 12 enero 2023]. Disponible en: <https://publicaciones.unirioja.es/catalogo/online/VisionArtificial.pdf>

GRANADOS, Sergio Humberto Barbosa; CUÉLLAR, Ángela María Urrea. “Influencia del deporte y la actividad física en el estado de salud físico y mental”: *Revista Katharsis*, no 25 (2018), (Colombia) pp. 141-160. Disponible en: <https://dialnet.unirioja.es/servlet/articulo?codigo=6369972>

HERRERA MUÑOZ, Mónica Jazmín; VITE CASTILLO, Byron Eduardo. Desarrollo de una aplicación móvil multiplataforma utilizando herramienta open source para facilitar el control de frecuencia cardiaca, ECG, frecuencia respiratoria en adultos mayores y personas con problemas de movilidad. [en línea] (Trabajo de titulación). (Ingeniería) Universidad de Guayaquil, Ingeniería en Networking y Telecomunicaciones. Guayaquil, Ecuador. 2021. pp. 25-34. [Consulta: 2022-12-22]. Disponible en: <http://repositorio.ug.edu.ec/handle/redug/57635>

HURTADO OTALORA, Cristian Augusto et al. Estimación óptica remota de la frecuencia respiratoria como método no invasivo. [en línea]. (Trabajo de titulación). (Ingeniería). Universidad Autónoma de Occidente, Ingeniería Biomédica. Santiago de Cali, Colombia. 2020. pp. 15-44. [Consulta: 2022-12-23]. Disponible en: <https://red.uao.edu.co/bitstream/handle/10614/12317/T09173.pdf?sequence=5&isAllowed=y>

INTEL. *Intel Joule 570x* [blog]. 2021. [Consulta: 26 mayo 2023]. Disponible en: <https://arduino.cl/arduino-nano/>

Kitani, Kris. “Optical flow”. *Computer Vision* [en línea], 2021, (*Spring*), 24, pp. 16-385. [Consulta: 20 enero 2023]. Disponible en: http://16385.courses.cs.cmu.edu/spring2021content/lectures/24_flow/24_flow_slides.pdf

Li, Z., Wang, F. “Respiratory Monitoring Based on Video Processing”. *Springer*. [en línea], 2014, (China) vol. 42. pp. 35-36 [Consulta: 15 enero 2023]. ISSN 978-3-319-03005-0. Disponible en: https://doi.org/10.1007/978-3-319-03005-0_10

MANSIÓN GLOBAL. *Espejos inteligentes para cualquier estado de ánimo* [blog]. 2020. [Consulta: 2022-09-14]. Disponible en: <https://www.mansionglobal.com/articulos/espejos-inteligentes-para-cualquier-estado-de-animo-212839?tesla=y>

MAXIM INTEGRATED. *High-Sensitivity Pulse Oximeter and Heart-Rate Sensor for Wearable Health* [blog]. 2022. [Consulta: 17 marzo 2023]. Disponible en: <https://www.analog.com/en/products/max30101.html>

MONTES, José. *Orange Pi 5, un PC de placa única que pulveriza el rendimiento de las Raspberry* [blog]. 2022. [Consulta: 23 mayo 2023]. Disponible en: <https://www.muycomputer.com/2022/07/18/orange-pi-5-pc-en-tarjeta-de-credito/>

NOVATRONIC. *Sensor de pulso cardiaco* [blog]. 2022. [Consulta: 20 abril 2023]. Disponible en: <https://novatronicec.com/index.php/product/sensor-de-pulso-cardiaco/>

OMS. *World Health Organization* [blog], 2013. [Consulta: 2022-12-25]. Disponible en: <https://www.un.org/youthenvoy/es/2013/09/oms-organizacion-mundial-de-la-salud/>

PANASONIC. *Infrared Array Sensor Grid-EYE* [blog]. 2022. [Consulta: 27 marzo 2023]. Disponible en: <https://na.industrial.panasonic.com/products/sensors/sensors-automotive-industrial-applications/lineup/grid-eye-infrared-array-sensor>

PENAGOS, Sandra P.; SALAZAR, Luz Dary; VERA, F. E. “Control de signos vitales”. *Fundación Cardioinfantil*. [en línea], 2005. (Colombia), 15(2), pp. 1465-1473. http://www.igm.mex.tl/images/32235/Control_de_signos_vitales.pdf

PEÑA, Claudio. *Arduino IDE: Domina la programación y controla la placa* [en línea]. Buenos Aire - Argentina: Claudio Peña, 2020. [Consulta: 20 junio 2023]. Disponible en https://books.google.com/books/about/Arduino_IDE.html?id=Xgv2DwAAQBAJ

PÉREZ ÁLVAREZ, P.J. Desarrollo de un algoritmo de visión artificial mediante el procesamiento digital de imágenes con el sensor Kinect orientado a Linux. [en línea] (Trabajo de Titulación). (Pregrado) Universidad de las Fuerzas Armadas (ESPE), Ingeniería en Electrónica y Telecomunicaciones, Sangolquí, Ecuador, 2017. pp. 8-16. [Consulta: 13 junio 2023]. Disponible en: <https://repositorio.espe.edu.ec/bitstream/21000/13477/1/T-ESPE-057383.pdf>

PROMEETEC. *Midiendo temperatura sin contacto* [blog]. 2020. [Consulta: 21 abril 2023]. Disponible en: <https://www.prometec.net/midiendo-temperatura-sin-contacto/>

QUINTANILLA ESPAÑA, C. Implementación de un prototipo con sensores que permitan monitorear la presión arterial y temperatura corporal a personas de la tercera edad para prevenir

el deterioro de la función cognitiva utilizando tecnologías open source [En línea] (Trabajo de titulación). (ingeniería) Universidad de Guayaquil, Facultad de ciencias matemáticas y físicas, Ingeniería en Networking y Telecomunicaciones. Guayaquil, Ecuador. 2022. p. 29. [Consulta: 2023-01-25]. Disponible en: <http://repositorio.ug.edu.ec/handle/redug/59822>

RASPBERRY. *Raspberry Pi 4 Computer Model B.* [blog]. 2019. [Consulta: 2023-04-11]. Disponible en: <https://static.raspberrypi.org/files/product-briefs/Raspberry-Pi-4-Product-Brief.pdf>

RICHARDSON, Matt; WALLACE, Shawn. *Getting started with raspberry PI.* [en línea]. United States of America: O'Reilly Media, Inc., 2012. [Consulta: 25 junio 2023]. Disponible en: http://www.multimedialab.be/doc/erg/2018-2019/Raspberry_Pi/Getting_Started_with_Raspberry_Pi.pdf

RODRÍGUEZ, Brenda; FRANCO, Juvenal. “Historia de la medicina crítica”. *Medigraphic* [en línea], 2015, (México) 60(2), pp. 156-159. [Consulta: 06 noviembre 2022]. ISSN 0185-3252. Disponible en: <https://biblat.unam.mx/es/revista/anales-medicos-mexico-d-f/articulo/historia-de-la-medicina-critica>

SALAZAR MUÑOZ, Y. *Métodos Invasivos* [en línea] 2014. [Consulta: 20 mayo 2023]. Disponible en: <https://www.tdx.cat/bitstream/10803/6187/3/03Ysm03de07.pdf>

SALAZAR MUÑOZ, Y. *Método no Invasivo* [en línea] 2014. [Consulta: 20 mayo 2023]. Disponible en: <https://www.tdx.cat/bitstream/10803/6187/5/05Ysm05de07.pdf>

SANTO, Marisa; LECUMBERRY, Graciela. *El proceso de medición: Análisis y comunicación de datos experimentales* [en línea]. Primera edición. Río Cuarto - Argentina: Unirío, 2017. [Consulta: 21 julio 2023]. Disponible en: https://www.unrc.edu.ar/unrc/digital/El_proceso_de_med.pdf

SANTOS, Ricardo Luna, et al. “Monitor de temperatura, ritmo cardíaco y ubicación enviando mensajes de texto a un teléfono celular”. *RITI Journal* [en línea], 2021, (México) 9(18), pp. 77-90. [Consulta: 15 febrero 2023]. ISSN 2387-0893. Disponible en: <https://doi.org/10.36825/RITL09.18.007>

SHARMIN, Nusrat a Remus BRAD. “Optimal Filter Estimation for Lucas-Kanade Optical Flow”. *Sensors* [en línea], 2012, (Rumania) 12(9), pp. 12694–12709. [Consulta: 20 mayo 2023]. ISSN 1424-8220. Disponible en: <http://dx.doi:10.3390/s120912694>

TINTÍN DURÁN, Edison Ismael. Diseño y elaboración de un prototipo de monitor de signos vitales aplicando métodos no invasivos con comunicación de datos a dispositivos móviles. [en línea] (Trabajo de Titulación). (Ingeniería). Universidad Politécnica Salesiana, Ingeniería electrónica, Cuenca, Ecuador. 2015. pp. 6-20. [Consulta: 11 enero 2023]. Disponible en: <https://dspace.ups.edu.ec/handle/123456789/7982>

UNIPYTHON. *Flujo óptico lucas-kanade y gunner farneback* [blog]. 2018 [Consulta: 16 mayo 2023]. Disponible en: <https://unipython.com/flujo-optico-lucas-kanade-y-gunner-farneback/>

VEGA PROVOSTE, Alex Eduardo. Prototipado de un sistema de monitoreo de signos vitales inalámbrico. [en línea] (Trabajo de titulación). (Ingeniería) Universidad Andrés Bello, Ingeniería en Automatización y Robótica, Santiago, Chile. 2020. pp. 9-24. [Consulta: 05 enero 2023]. Disponible en: <https://repositorio.unab.cl/xmlui/handle/ria/17756>

VICENTE MARTÍNEZ, Silvia. El uso de dispositivos inteligentes y "machine learning" para la predicción de enfermedades. [en línea] (Trabajo de titulación). (Ingeniería) Universidad de Sevilla, Facultad de Farmacia, Sevilla. 2019. pp. 3-10. [Consulta: 15 marzo 2023]. Disponible en: <https://idus.us.es/handle/11441/91695>

VILLEGAS, Juliana; ARENAS, Oscar; VILLEGAS, Valentina. “Semiología de los signos vitales: Una mirada novedosa a un problema vigente”. *Archivos de Medicina (col)* [en línea], 2012, (Colombia) 12(2), pp. 221-240. [Consulta: 2023-04-19]. Disponible en: <https://www.redalyc.org/pdf/2738/273825390009.pdf>

Wilhelm Burger; Mark J. *Digital Image Proccesing An Algorithmic Introduction*. [en línea]. 3rst Edition. New York - USA: Springer Cham, 2022. [Consulta: 15 mayo 2023]. Disponible en: <https://doi.org/10.1007/978-3-031-05744-1>

ANEXOS

ANEXO A: HOJA DE DATOS DE LA TARJETA RASPBERRY PI 4.

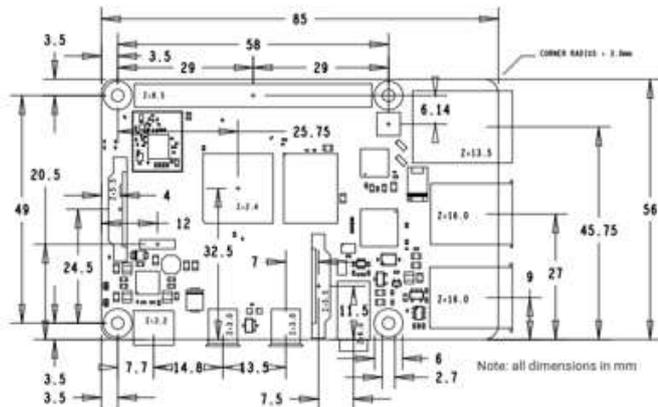
Specification

Processor:	Broadcom BCM2711, quad-core Cortex-A72 (ARM v8) 64-bit SoC @ 1.5GHz	Multimedia:	H.265 (4Kp60 decode); H.264 (1080p60 decode, 1080p30 encode); OpenGL ES, 3.0 graphics
Memory:	1GB, 2GB or 4GB LPDDR4 (depending on model)	SD card support:	Micro SD card slot for loading operating system and data storage
Connectivity:	2.4 GHz and 5.0 GHz IEEE 802.11b/g/n/ac wireless LAN, Bluetooth 5.0, BLE Gigabit Ethernet 2 x USB 3.0 ports 2 x USB 2.0 ports.	Input power:	5V DC via USB-C connector (minimum 3A) 5V DC via GPIO header (minimum 3A) Power over Ethernet (PoE)-enabled (requires separate PoE HAT)
GPIO:	Standard 40-pin GPIO header (fully backwards-compatible with previous boards)	Environment:	Operating temperature 0–50°C
Video & sound:	2 x micro HDMI ports (up to 4Kp60 supported) 2-lane MIPI DSI display port 2-lane MIPI CSI camera port 4-pole stereo audio and composite video port	Compliance:	For a full list of local and regional product approvals, please visit https://www.raspberrypi.org/documentation/hardware/raspberrypi/conformity.md
		Production lifetime:	The Raspberry Pi 4 Model B will remain in production until at least January 2026.

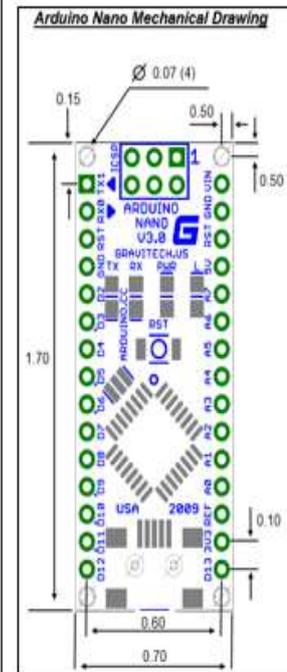
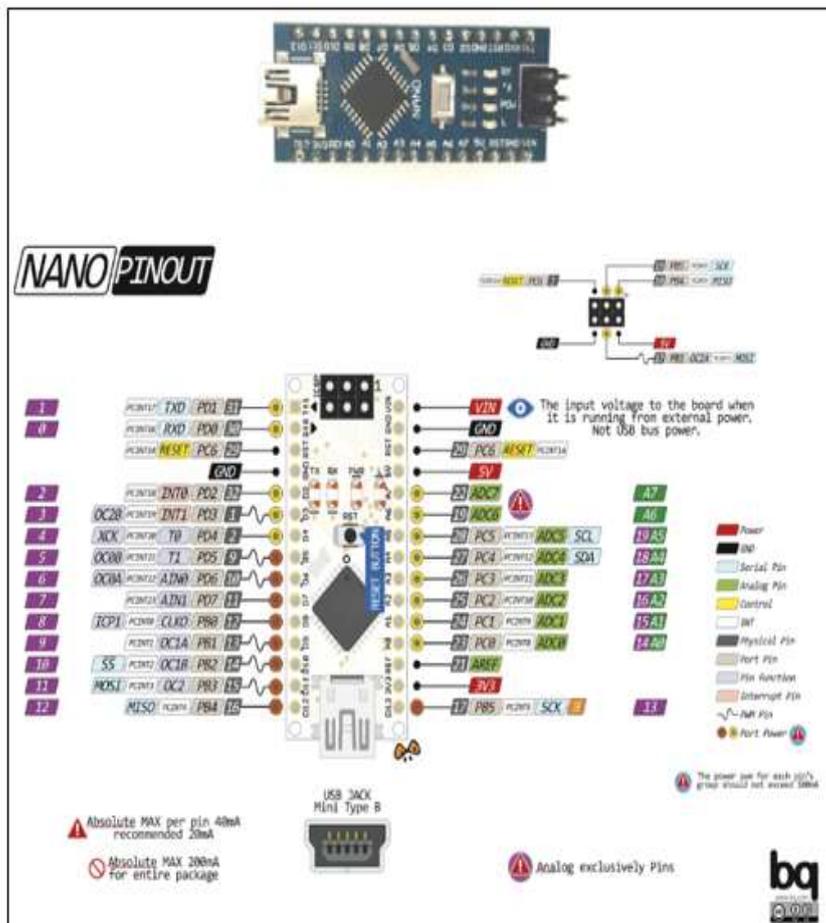


Peripherals	GPIO	Particle	Pin #	Pin #	Particle	GPIO	Peripherals
	3.3V		1	X X X	2		5V
I2C	GPIO2	SDA	3	X X X	4		5V
	GPIO3	SCL	5	X X X	6		GND
Digital I/O	GPIO4	DO	7	X X X	8	TX	GPIO14
						RX	GPIO15
	GND		9	X X X	10		Serial 1
Digital I/O	GPIO17	D1	11	X X X	12	D9/A0	GPIO18
Digital I/O	GPIO27	D2	13	X X X	14		PWM 1
Digital I/O	GPIO22	D3	15	X X X	16	D10/A1	GPIO23
	3.3V		17	X X X	18	D11/A2	GPIO24
							Digital I/O
SPI	GPIO10	MOSI	19	X X X	20		GND
	GPIO9	MISO	21	X X X	22	D12/A3	GPIO25
	GPIO11	SCK	23	X X X	24	CE0	GPIO8
	GND		25	X X X	26	CE1	GPIO7
							(chip enable)
DO NOT USE	ID_SD	DO NOT USE	27	X X X	28	DO NOT USE	ID_SC
Digital I/O	GPIO5	D4	29	X X X	30		GND
Digital I/O	GPIO6	D5	31	X X X	32	D13/A4	GPIO12
	PWM 2	GPIO13	D6	33	X X X	34	
							GND
PWM 2	GPIO19	D7	35	X X X	36	D14/A5	GPIO16
Digital I/O	GPIO26	D8	37	X X X	38	D15/A6	GPIO20
	GND		39	X X X	40	D16/A7	GPIO21
							Digital I/O

Physical Specifications



ANEXO B: HOJA DE DATOS DE LA TARJETA ARDUINO NANO.



Specifications:

Microcontroller	Atmel ATmega328
Operating Voltage (logic level)	5 V
Input Voltage (recommended)	7-12 V
Input Voltage (limits)	6-20 V
Digital I/O Pins	14 (of which 6 provide PWM output)
Analog Input Pins	8
DC Current per I/O Pin	40 mA
Flash Memory	32 KB (of which 2KB used by bootloader)
SRAM	2 KB
EEPROM	1 KB
Clock Speed	16 MHz
Dimensions	0.70" x 1.70"

Panasonic Infrared Array Sensor Grid-EYE (AMG88)

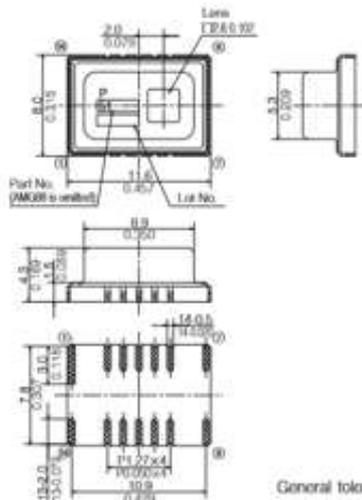
Infrared Array Sensor Grid-EYE



High Precision Infrared Array Sensor based on Advanced MEMS Technology

Dimensions

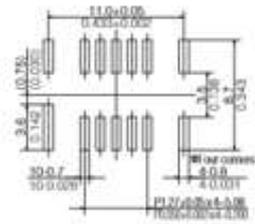
External dimensions



Number	Terminal Name	Number	Terminal Name
①	NC	⑧	NC
②	SDA	⑨	VDD
③	SCL	⑩	AVDD-PC
④	INT	⑪	NC
⑤	AD_SELECT	⑫	DVDD-PC
⑥	GND	⑬	VPP
⑦	NC	⑭	NC

Note: Leave terminal "NC (No. ①, ⑦, ⑧, ⑪ and ⑭)" unconnected.
Make electrical potential of terminals ⑩ and ⑫ the same.

Recommended PC board pad



General tolerance : +0.2 +0.08

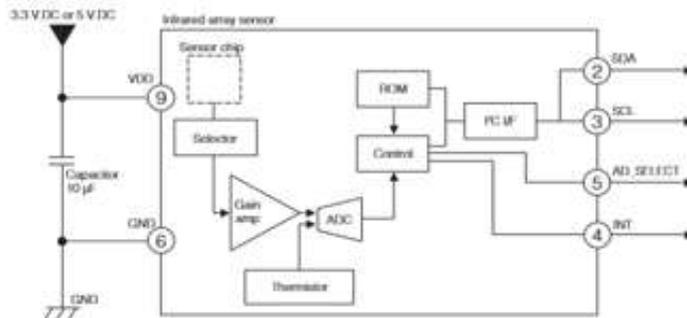
unit : mm inch

Characteristics

Item	Performance	
	High performance type High gain	High performance type Low gain
Temperature accuracy	Typical $\pm 2.5^{\circ}\text{C}$ $\pm 4.5^{\circ}\text{F}$	Typical $\pm 3.0^{\circ}\text{C}$ $\pm 5.4^{\circ}\text{F}$
Human detection distance *1	7 m or less (reference value) 22.966 ft	
NETD *2	Typ. 0.05°C 32.900°F 1 Hz Typ. 0.16°C 32.288°F 10 Hz	
Viewing angle	Typical 60°	
Optical axis gap	Within Typical $\pm 5.6^{\circ}$	
Current consumption	Typical 4.5 mA (normal mode) Typical 0.2 mA (sleep mode) Typical 0.8 mA (stand-by mode)	
Setup time	Typical 50 ms (Time to enable communication after setup) Typical 15 s (Time to stabilize output after setup)	

Note: *1 To have more than 4°C (7.2°F) of temperature difference from background
Detection object size: 700×250 mm 27.559×9.843 inch (Assumable human body size)
*2 It is calculated from 4 pixels of centers.

Internal circuit



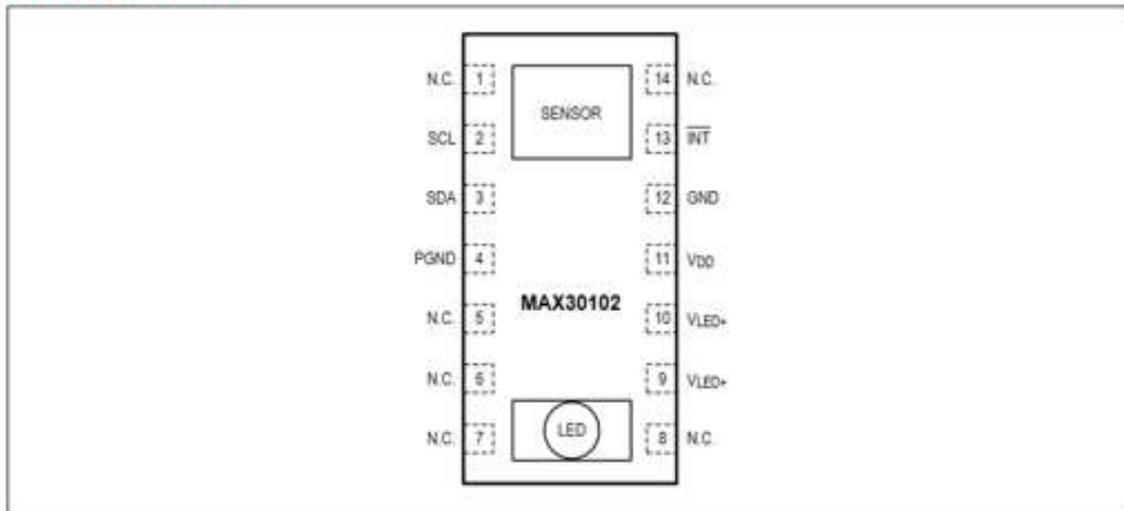
* INT terminal (4) normally has same voltage as VDD. When interrupting, same as GND (0V)

ANEXO D: HOJA DE DATOS DEL SENSOR MAX30102.

MAX30102

High-Sensitivity Pulse Oximeter and Heart-Rate Sensor for Wearable Health

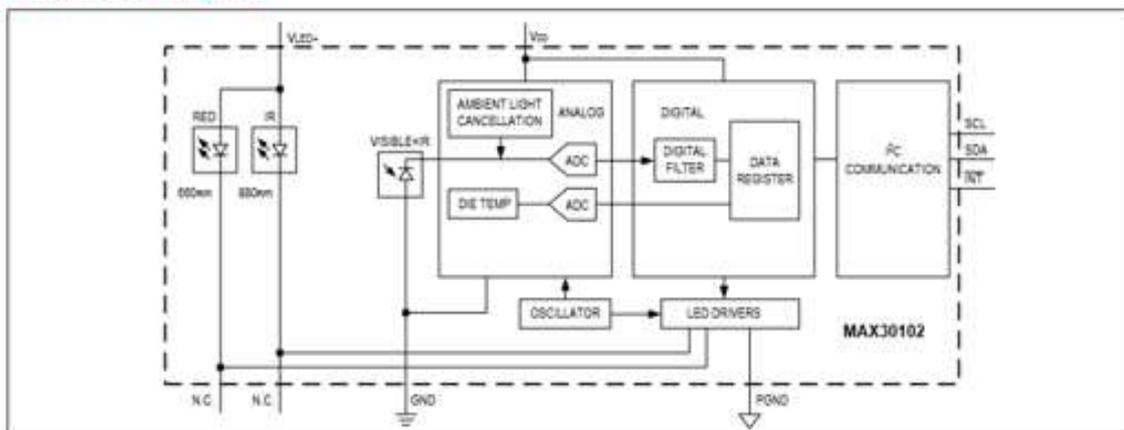
Pin Configuration



Pin Description

PIN	NAME	FUNCTION
1, 5, 6, 7, 8, 14	N.C.	No Connection. Connect to PCB pad for mechanical stability.
2	SCL	I ² C Clock Input
3	SDA	I ² C Data, Bidirectional (Open-Drain)
4	PGND	Power Ground of the LED Driver Blocks
9	VLED+	LED Power Supply (anode connection). Use a bypass capacitor to PGND for best performance.
10	VLED+	
11	VDD	Analog Power Supply Input. Use a bypass capacitor to GND for best performance.
12	GND	Analog Ground
13	INT	Active-Low Interrupt (Open-Drain). Connect to an external voltage with a pullup resistor.

Functional Diagram



ANEXO E: HOJA DE DATOS DE CÁMARA WEB SONY.

Specifications

Model	ELP-SUSB1080P01-L180
Sensor	With Sony IMX291
Lens Size	1/2.8 inch
Pixel Size	2.9µm X 2.9µm
Max. Resolution	1920(H)X1080(V)
Compression format	MJPEG / YUV2(YUYV)
Resolution & frame	1920X1080 MJPEG@ 50fps/ USB3.0 1920X1080 YUY2@ 50fps 1280X720 MJPEG@ 50fps / USB3.0 1280X720 YUY2@ 50fps 640X480MJPEG@ 50fps / USB3.0 640X480 YUY2@ 50fps
S/N Ratio	40dB
Dynamic Range	65dB
Sensitivity	1900mV/lux-sec@550nm
Mini illumination	0.01lux
Shutter Type	Electronic rolling shutter / Frame exposure
Connecting Port type	USB3.0 High Speed
Free Drive Protocol	USB Video Class(UVC)
AEC	Support
AEB	Support
AGC	Support
Adjustable parameters	Brightness, Contrast, Saturation, Hue, Sharpness, Gamma, Gain, White balance, Backlight Contrast, Exposure
Lens Parameter	Standard fisheye lens 180degree, Optional 2.8/2.9/3.6/8/12mm, FOV170/180Degree wide angle lens,100degree no distortion lens
Power supply	USB BUS POWER
Operating Voltage	DC5V
Working current	170mA~210mA
Working temperature	0~70°C
Board size /Weight	38*38mm
Cable	Standard 1M
Operating system request	Win8 or above Linux with UVC(above linux-2.6.26) MAC-OS X 10.4.8 or later

ANEXO F: HOJA DE DATOS DE PANTALLA.

GENERAL

Tamaño de Pantalla	25"	Tipo de Panel	IPS
Relación de Aspecto	21:9	Resolución	2560x1080
Brita	250000:1(2000Hz)	Relación de contraste (original)	1000:1(99:1)
Tiempo de respuesta (TafG)	5ms(400)	Ángulo de Visión	178 / 178 (21x10)
Tiempo de respuesta (ms)	14ms	(GTG)	5ms
(DFC)	5000	Gama de Color	sRGB sobre 95%

ENTRADA/SALIDA

HDMI	Si	DisplayPort	Si
------	----	-------------	----

ESTÁNDARES

Display Port	Si	windows 8	Si
HL (c-RL)	Si	ENERG	Si
ULV-TYPE	Si	REC-IL CB	Si
CCC (for China)	Si	ErP	Si
TCO6.0	Si		

PODER

Entrada (typ.)	27W	Apagado	0.3W
Stand By	0.3W		

CARACTERÍSTICAS ESPECIALES

DDC/CI	Si	Calibración de Color	Si
PIP	Si	PIP / Intelligent Auto	Si
Modo de juego	Si	Modo lectura	Si
Modo imagen	Si	Control con tecnología Six Axis	Si
Regro Estabilizador	Si	Flicker reduce	Si
2.0 pantalla dividida (en OSC)	Si	Mi visualización preestablecidas (en OSC)	Si
Dual ahorrador (1 / 4)	Si	Starty automática	Si
Ahorro de energía	Si	Sistema Dual Inteligente	Si

DIMENSIONES(A*P*ALT.)(MM)

Conjunto (con pie)	609 x 188 x 283	Conjunto (sin pie)	609 x 55 x 287
Caja	682 x 355 x 131		

PESO(KG)

Conjunto (con pie)	4.0	Conjunto (sin pie)	3.7
Caja	5.4		

ACCESORIOS

Cable de alimentación	Si	HDMI	Si
-----------------------	----	------	----

FRECUENCIA

HDMI A Frequency	30 ~30KHz	HDMI V Frequency	50Hz-60Hz
------------------	-----------	------------------	-----------


```
Application,Contadores,Videojuego 8
D:\Users\user\Documents\Tarea 3\Codigo 3 - Aplicacion,Contadores,Videojuego
224 class _Init__(self):
225     change_pixmap_signal = QtCore.Signal(np.ndarray)
226
227     def __init__(self):
228         super().__init__()
229         self._run_flag = True
230
231     def run(self):
232         # global start_time
233         # capture frame from cam
234         cap = cv2.VideoCapture(0)
235
236         while self._run_flag:
237             # wait = time.time()
238             ret, cv_img = cap.read()
239             cv_img.flags.setflags = False
240             if ret:
241                 self.change_pixmap_signal.emit(cv_img)
242             cv_img.flags.setflags = True
243
244             # end = time.time()
245             # fps = end - start
246             # fps = 1 / fps
247             # print(f'FPS: {fps}')
248
249
250
251
252
253
254
255
256
257
258
259
260
261
262
263
264
265
266
267
268
269
270
271
272
273
274
275
276
277
278
279
280
281
282
283
284
285
286
287
288
289
290
291
292
293
294
295
296
297
298
299
300
301
302
303
304
305
306
307
308
309
310
311
312
313
314
315
316
317
318
319
320
321
322
323
324
325
326
327
328
329
330
331
332
333
334
335
336
337
338
339
340
341
342
343
344
345
346
347
348
349
350
351
352
353
354
355
356
357
358
359
360
361
362
363
364
365
366
367
368
369
370
371
372
373
374
375
376
377
378
379
380
381
382
383
384
385
386
387
388
389
390
391
392
393
394
395
396
397
398
399
400
401
402
403
404
405
406
407
408
409
410
411
412
413
414
415
416
417
418
419
420
421
422
423
424
425
426
427
428
429
430
431
432
433
434
435
436
437
438
439
440
441
442
443
444
445
446
447
448
449
450
451
452
453
454
455
456
457
458
459
460
461
462
463
464
465
466
467
468
469
470
471
472
473
474
475
476
477
478
479
480
481
482
483
484
485
486
487
488
489
490
491
492
493
494
495
496
497
498
499
500
501
502
503
504
505
506
507
508
509
510
511
512
513
514
515
516
517
518
519
520
521
522
523
524
525
526
527
528
529
530
531
532
533
534
535
536
537
538
539
540
541
542
543
544
545
546
547
548
549
550
551
552
553
554
555
556
557
558
559
560
561
562
563
564
565
566
567
568
569
570
571
572
573
574
575
576
577
578
579
580
581
582
583
584
585
586
587
588
589
590
591
592
593
594
595
596
597
598
599
600
601
602
603
604
605
606
607
608
609
610
611
612
613
614
615
616
617
618
619
620
621
622
623
624
625
626
627
628
629
630
631
632
633
634
635
636
637
638
639
640
641
642
643
644
645
646
647
648
649
650
651
652
653
654
655
656
657
658
659
660
661
662
663
664
665
666
667
668
669
670
671
672
673
674
675
676
677
678
679
680
681
682
683
684
685
686
687
688
689
690
691
692
693
694
695
696
697
698
699
700
701
702
703
704
705
706
707
708
709
710
711
712
713
714
715
716
717
718
719
720
721
722
723
724
725
726
727
728
729
730
731
732
733
734
735
736
737
738
739
740
741
742
743
744
745
746
747
748
749
750
751
752
753
754
755
756
757
758
759
760
761
762
763
764
765
766
767
768
769
770
771
772
773
774
775
776
777
778
779
780
781
782
783
784
785
786
787
788
789
790
791
792
793
794
795
796
797
798
799
800
801
802
803
804
805
806
807
808
809
810
811
812
813
814
815
816
817
818
819
820
821
822
823
824
825
826
827
828
829
830
831
832
833
834
835
836
837
838
839
840
841
842
843
844
845
846
847
848
849
850
851
852
853
854
855
856
857
858
859
860
861
862
863
864
865
866
867
868
869
870
871
872
873
874
875
876
877
878
879
880
881
882
883
884
885
886
887
888
889
890
891
892
893
894
895
896
897
898
899
900
901
902
903
904
905
906
907
908
909
910
911
912
913
914
915
916
917
918
919
920
921
922
923
924
925
926
927
928
929
930
931
932
933
934
935
936
937
938
939
940
941
942
943
944
945
946
947
948
949
950
951
952
953
954
955
956
957
958
959
960
961
962
963
964
965
966
967
968
969
970
971
972
973
974
975
976
977
978
979
980
981
982
983
984
985
986
987
988
989
990
991
992
993
994
995
996
997
998
999
1000
1001
1002
1003
1004
1005
1006
1007
1008
1009
1010
1011
1012
1013
1014
1015
1016
1017
1018
1019
1020
1021
1022
1023
1024
1025
1026
1027
1028
1029
1030
1031
1032
1033
1034
1035
1036
1037
1038
1039
1040
1041
1042
1043
1044
1045
1046
1047
1048
1049
1050
1051
1052
1053
1054
1055
1056
1057
1058
1059
1060
1061
1062
1063
1064
1065
1066
1067
1068
1069
1070
1071
1072
1073
1074
1075
1076
1077
1078
1079
1080
1081
1082
1083
1084
1085
1086
1087
1088
1089
1090
1091
1092
1093
1094
1095
1096
1097
1098
1099
1100
1101
1102
1103
1104
1105
1106
1107
1108
1109
1110
1111
1112
1113
1114
1115
1116
1117
1118
1119
1120
1121
1122
1123
1124
1125
1126
1127
1128
1129
1130
1131
1132
1133
1134
1135
1136
1137
1138
1139
1140
1141
1142
1143
1144
1145
1146
1147
1148
1149
1150
1151
1152
1153
1154
1155
1156
1157
1158
1159
1160
1161
1162
1163
1164
1165
1166
1167
1168
1169
1170
1171
1172
1173
1174
1175
1176
1177
1178
1179
1180
1181
1182
1183
1184
1185
1186
1187
1188
1189
1190
1191
1192
1193
1194
1195
1196
1197
1198
1199
1200
1201
1202
1203
1204
1205
1206
1207
1208
1209
1210
1211
1212
1213
1214
1215
1216
1217
1218
1219
1220
1221
1222
1223
1224
1225
1226
1227
1228
1229
1230
1231
1232
1233
1234
1235
1236
1237
1238
1239
1240
1241
1242
1243
1244
1245
1246
1247
1248
1249
1250
1251
1252
1253
1254
1255
1256
1257
1258
1259
1260
1261
1262
1263
1264
1265
1266
1267
1268
1269
1270
1271
1272
1273
1274
1275
1276
1277
1278
1279
1280
1281
1282
1283
1284
1285
1286
1287
1288
1289
1290
1291
1292
1293
1294
1295
1296
1297
1298
1299
1300
1301
1302
1303
1304
1305
1306
1307
1308
1309
1310
1311
1312
1313
1314
1315
1316
1317
1318
1319
1320
1321
1322
1323
1324
1325
1326
1327
1328
1329
1330
1331
1332
1333
1334
1335
1336
1337
1338
1339
1340
1341
1342
1343
1344
1345
1346
1347
1348
1349
1350
1351
1352
1353
1354
1355
1356
1357
1358
1359
1360
1361
1362
1363
1364
1365
1366
1367
1368
1369
1370
1371
1372
1373
1374
1375
1376
1377
1378
1379
1380
1381
1382
1383
1384
1385
1386
1387
1388
1389
1390
1391
1392
1393
1394
1395
1396
1397
1398
1399
1400
1401
1402
1403
1404
1405
1406
1407
1408
1409
1410
1411
1412
1413
1414
1415
1416
1417
1418
1419
1420
1421
1422
1423
1424
1425
1426
1427
1428
1429
1430
1431
1432
1433
1434
1435
1436
1437
1438
1439
1440
1441
1442
1443
1444
1445
1446
1447
1448
1449
1450
1451
1452
1453
1454
1455
1456
1457
1458
1459
1460
1461
1462
1463
1464
1465
1466
1467
1468
1469
1470
1471
1472
1473
1474
1475
1476
1477
1478
1479
1480
1481
1482
1483
1484
1485
1486
1487
1488
1489
1490
1491
1492
1493
1494
1495
1496
1497
1498
1499
1500
1501
1502
1503
1504
1505
1506
1507
1508
1509
1510
1511
1512
1513
1514
1515
1516
1517
1518
1519
1520
1521
1522
1523
1524
1525
1526
1527
1528
1529
1530
1531
1532
1533
1534
1535
1536
1537
1538
1539
1540
1541
1542
1543
1544
1545
1546
1547
1548
1549
1550
1551
1552
1553
1554
1555
1556
1557
1558
1559
1560
1561
1562
1563
1564
1565
1566
1567
1568
1569
1570
1571
1572
1573
1574
1575
1576
1577
1578
1579
1580
1581
1582
1583
1584
1585
1586
1587
1588
1589
1590
1591
1592
1593
1594
1595
1596
1597
1598
1599
1600
1601
1602
1603
1604
1605
1606
1607
1608
1609
1610
1611
1612
1613
1614
1615
1616
1617
1618
1619
1620
1621
1622
1623
1624
1625
1626
1627
1628
1629
1630
1631
1632
1633
1634
1635
1636
1637
1638
1639
1640
1641
1642
1643
1644
1645
1646
1647
1648
1649
1650
1651
1652
1653
1654
1655
1656
1657
1658
1659
1660
1661
1662
1663
1664
1665
1666
1667
1668
1669
1670
1671
1672
1673
1674
1675
1676
1677
1678
1679
1680
1681
1682
1683
1684
1685
1686
1687
1688
1689
1690
1691
1692
1693
1694
1695
1696
1697
1698
1699
1700
1701
1702
1703
1704
1705
1706
1707
1708
1709
1710
1711
1712
1713
1714
1715
1716
1717
1718
1719
1720
1721
1722
1723
1724
1725
1726
1727
1728
1729
1730
1731
1732
1733
1734
1735
1736
1737
1738
1739
1740
1741
1742
1743
1744
1745
1746
1747
1748
1749
1750
1751
1752
1753
1754
1755
1756
1757
1758
1759
1760
1761
1762
1763
1764
1765
1766
1767
1768
1769
1770
1771
1772
1773
1774
1775
1776
1777
1778
1779
1780
1781
1782
1783
1784
1785
1786
1787
1788
1789
1790
1791
1792
1793
1794
1795
1796
1797
1798
1799
1800
1801
1802
1803
1804
1805
1806
1807
1808
1809
1810
1811
1812
1813
1814
1815
1816
1817
1818
1819
1820
1821
1822
1823
1824
1825
1826
1827
1828
1829
1830
1831
1832
1833
1834
1835
1836
1837
1838
1839
1840
1841
1842
1843
1844
1845
1846
1847
1848
1849
1850
1851
1852
1853
1854
1855
1856
1857
1858
1859
1860
1861
1862
1863
1864
1865
1866
1867
1868
1869
1870
1871
1872
1873
1874
1875
1876
1877
1878
1879
1880
1881
1882
1883
1884
1885
1886
1887
1888
1889
1890
1891
1892
1893
1894
1895
1896
1897
1898
1899
1900
1901
1902
1903
1904
1905
1906
1907
1908
1909
1910
1911
1912
1913
1914
1915
1916
1917
1918
1919
1920
1921
1922
1923
1924
1925
1926
1927
1928
1929
1930
1931
1932
1933
1934
1935
1936
1937
1938
1939
1940
1941
1942
1943
1944
1945
1946
1947
1948
1949
1950
1951
1952
1953
1954
1955
1956
1957
1958
1959
1960
1961
1962
1963
1964
1965
1966
1967
1968
1969
1970
1971
1972
1973
1974
1975
1976
1977
1978
1979
1980
1981
1982
1983
1984
1985
1986
1987
1988
1989
1990
1991
1992
1993
1994
1995
1996
1997
1998
1999
2000
2001
2002
2003
2004
2005
2006
2007
2008
2009
2010
2011
2012
2013
2014
2015
2016
2017
2018
2019
2020
2021
2022
2023
2024
2025
2026
2027
2028
2029
2030
2031
2032
2033
2034
2035
2036
2037
2038
2039
2040
2041
2042
2043
2044
2045
2046
2047
2048
2049
2050
2051
2052
2053
2054
2055
2056
2057
2058
2059
2060
2061
2062
2063
2064
2065
2066
2067
2068
2069
2070
2071
2072
2073
2074
2075
2076
2077
2078
2079
2080
2081
2082
2083
2084
2085
2086
2087
2088
2089
2090
2091
2092
2093
2094
2095
2096
2097
2098
2099
2100
2101
2102
2103
2104
2105
2106
2107
2108
2109
2110
2111
2112
2113
2114
2115
2116
2117
2118
2119
2120
2121
2122
2123
2124
2125
2126
2127
2128
2129
2130
2131
2132
2133
2134
2135
2136
2137
2138
2139
2140
2141
2142
2143
2144
2145
2146
2147
2148
2149
2150
2151
2152
2153
2154
2155
2156
2157
2158
2159
2160
2161
2162
2163
2164
2165
2166
2167
2168
2169
2170
2171
2172
2173
2174
2175
2176
2177
2178
2179
2180
2181
2182
2183
2184
2185
2186
2187
2188
2189
2190
2191
2192
2193
2194
2195
2196
2197
2198
2199
2200
2201
2202
2203
2204
2205
2206
2207
2208
2209
2210
2211
2212
2213
2214
2215
2216
2217
2218
2219
2220
2221
2222
2223
2224
2225
2226
2227
2228
2229
2230
2231
2232
2233
2234
2235
2236
2237
2238
2239
2240
2241
2242
2243
2244
2245
2246
2247
2248
2249
2250
2251
2252
2253
2254
2255
2256
2257
2258
2259
2260
2261
2262
2263
2264
2265
2266
2267
2268
2269
2270
2271
2272
2273
2274
2275
2276
2277
2278
2279
2280
2281
2282
2283
2284
2285
2286
2287
2288
2289
2290
2291
2292
2293
2294
2295
2296
2297
2298
2299
2300
2301
2302
2303
2304
2305
2306
2307
2308
2309
2310
2311
2312
2313
2314
2315
2316
2317
2318
2319
2320
2321
2322
2323
2324
2325
2326
2327
2328
2329
2330
2331
2332
2333
2334
2335
2336
2337
2338
2339
2340
2341
2342
2343
2344
2345
2346
2347
2348
2349
2350
2351
2352
2353
2354
2355
2356
2357
2358
2359
2360
2361
2362
2363
2364
2365
2366
2367
2368
2369
2370
2371
2372
2373
2374
2375
2376
2377
2378
2379
2380
2381
2382
2383
2384
2385
2386
2387
2388
2389
2390
2391
2392
2393
2394
2395
2396
2397
2398
2399
2400
2401
2402
2403
2404
2405
2406
2407
2408
2409
2410
2411
2412
2413
2414
2415
2416
2417
2418
2419
2420
2421
2422
2423
2424
2425
2426
2427
2428
2429
2430
2431
2432
2433
2434
2435
2436
2437
2438
2439
2440
2441
2442
2443
2444
2445
2446
2447
2448
2449
2450
2451
2452
2453
2454
2455
2456
2457
2458
2459
2460
2461
2462
2463
2464
2465
2466
2467
2468
2469
2470
2471
2472
2473
2474
2475
2476
2477
2478
2479
2480
2481
2482
2483
2484
2485
2486
2487
2488
2489
2490
2491
2492
2493
2494
2495
2496
2497
2498
2499
2500
2501
2502
2503
2504
2505
2506
2507
2508
2509
2510
2511
2512
2513
2514
2515
2516
2517
2518
2519
2520
2521
2522
2523
2524
2525
2526
2527
2528
2529
2530
2531
2532
2533
2534
2535
2536
2537
2538
2539
2540
2541
2542
2543
2544
2545
2546
2547
2548
2549
2550
2551
2552
2553
2554
2555
2556
2557
2558
2559
2560
2561
2562
2563
2564
2565
2566
2567
2568
2569
2570
2571
2572
2573
2574
2575
2576
2577
2578
2579
2580
2581
2582
2583
2584
2585
2586
2587
2588
2589
2590
2591
2592
2593
2594
2595
2596
2597
2598
2599
2600
2601
2602
2603
2604
2605
2606
2607
2608
2609
2610
2611
2612
2613
2614
2615
2616
2617
2618
2619
2620
2621
2622
2623
2624
2625
2626
2627
2628
2629
2630
2631
2632
2633
2634
2635
2636
2637
2638
2639
2640
2641
2642
2643
2644
2645
2646
2647
2648
2649
2650
2651
2652
2653
2654
2655
2656
2657
2658
2659
2660
2661
2662
2663
2664
2665
2666
2667
2668
2669
2670
2671
2672
2673
2674
2675
2676
2677
2678
2679
2680
2681
2682
2683
2684
2685
2686
2687
2688
2689
2690
2691
2692
2693
2694
2695
2696
2697
2698
2699
2700
2701
2702
2703
2704
2705
2706
2707
2708
2709
2710
2711
2712
2713
2714
2715
2716
2717
2718
2719
2720
2721
2722
2723
2724
2725
2726
2727
2728
2729
2730
2731
2732
2733
2734
2735
2736
2737
2738
2739
2740
2741
2742
2743
2744
2745
2746
2747
2748
2749
2750
2751
2752
2753
2754
2755
2756
2757
2758
2759
2760
2761
2762
2763
2764
2765
2766
2767
2768
2769
2770
2771
2772
2773
2774
2775
2776
2777
2778
2779
2780
2781
2782
2783
2784
2785
2786
2787
2788
2789
2790
2791
2792
2793
2794
2795
2796
2797
2798
2799
2800
2801
2802
2803
2804
2805
2806
2807
2808
2809
2810
2811
281
```



```
void drawImage() {
  // Draw the image on the screen
  drawImage(img, 0, 0, img.width(), img.height());
}

void setup() {
  // Initialize the camera
  camera = new Camera(100, 100, 100, 100);
  camera.setResolution(100, 100);
  camera.setFocalLength(100);
  camera.setPosition(100, 100, 100);
  camera.setDirection(0, 0, 1);
  camera.setNearPlane(10);
  camera.setFarPlane(1000);
  camera.setClearColor(0, 0, 0, 0);
  camera.setClearDepth(true);
  camera.begin();
  camera.end();
}

void loop() {
  // Update the camera
  camera.update();
  // Draw the image
  drawImage();
}
```

```
void setup() {
  // Initialize the camera
  camera = new Camera(100, 100, 100, 100);
  camera.setResolution(100, 100);
  camera.setFocalLength(100);
  camera.setPosition(100, 100, 100);
  camera.setDirection(0, 0, 1);
  camera.setNearPlane(10);
  camera.setFarPlane(1000);
  camera.setClearColor(0, 0, 0, 0);
  camera.setClearDepth(true);
  camera.begin();
  camera.end();
}

void loop() {
  // Update the camera
  camera.update();
  // Draw the image
  drawImage();
}
```

```
void setup() {
  // Initialize the camera
  camera = new Camera(100, 100, 100, 100);
  camera.setResolution(100, 100);
  camera.setFocalLength(100);
  camera.setPosition(100, 100, 100);
  camera.setDirection(0, 0, 1);
  camera.setNearPlane(10);
  camera.setFarPlane(1000);
  camera.setClearColor(0, 0, 0, 0);
  camera.setClearDepth(true);
  camera.begin();
  camera.end();
}

void loop() {
  // Update the camera
  camera.update();
  // Draw the image
  drawImage();
}
```

```
void setup() {
  // Initialize the camera
  camera = new Camera(100, 100, 100, 100);
  camera.setResolution(100, 100);
  camera.setFocalLength(100);
  camera.setPosition(100, 100, 100);
  camera.setDirection(0, 0, 1);
  camera.setNearPlane(10);
  camera.setFarPlane(1000);
  camera.setClearColor(0, 0, 0, 0);
  camera.setClearDepth(true);
  camera.begin();
  camera.end();
}

void loop() {
  // Update the camera
  camera.update();
  // Draw the image
  drawImage();
}
```

```
void setup() {
  // Initialize the camera
  camera = new Camera(100, 100, 100, 100);
  camera.setResolution(100, 100);
  camera.setFocalLength(100);
  camera.setPosition(100, 100, 100);
  camera.setDirection(0, 0, 1);
  camera.setNearPlane(10);
  camera.setFarPlane(1000);
  camera.setClearColor(0, 0, 0, 0);
  camera.setClearDepth(true);
  camera.begin();
  camera.end();
}

void loop() {
  // Update the camera
  camera.update();
  // Draw the image
  drawImage();
}
```

```
void setup() {
  // Initialize the camera
  camera = new Camera(100, 100, 100, 100);
  camera.setResolution(100, 100);
  camera.setFocalLength(100);
  camera.setPosition(100, 100, 100);
  camera.setDirection(0, 0, 1);
  camera.setNearPlane(10);
  camera.setFarPlane(1000);
  camera.setClearColor(0, 0, 0, 0);
  camera.setClearDepth(true);
  camera.begin();
  camera.end();
}

void loop() {
  // Update the camera
  camera.update();
  // Draw the image
  drawImage();
}
```


ANEXO H: PROGRAMACIÓN DE LA TARJETA DE DESARROLLO ARDUINO NANO.

```
ARPULSO2$
#include <Wire.h> // Comunicación I2C
#include "MAX30105.h" // Sensor

#include "heartRate.h" // Lecturas corazón

MAX30105 particleSensor;
String valores;
String lectura;
bool ACTI = false;
bool A = false;
const byte RATE_SIZE = 4; //Aumente para obtener más promedio
byte rateSpot = 0;
long lastBeat = 0; //Hora en que se produjo el último latido
int dedo = 0;
float beatsPerMinute;
int cont=0;

void setup()
{
  Serial.begin(115200);
  Serial.setTimeout(100);
  //Serial.println("Initializing");

  // Initialize sensor
  if (!particleSensor.begin(Wire, I2C_SPEED_FAST)) //Utilice
  {
    Serial.println("No se encontró MAX30105. Por favor, compr
    while (!);
  }

  //Serial.println("Coloque su dedo índice en el sensor con u
  particleSensor.setup(); //Configurar el sensor con la confi
  particleSensor.setPulseAmplitudeRed(0x0A); //Gire el LED ro
  particleSensor.setPulseAmplitudeGreen(0); //Apague el LED v
}

void loop()
{
  if (Serial.available() > 0)
  {
    lectura = Serial.readStringUntil('\n');
    lectura.trim();
    //Serial.println(lectura);
    if (lectura == "A")
    {
      //Serial.println("LECTURA");
      if (A == false)
      {
        //particleSensor.setPulseAmplitudeRed(0x0A); //Gire e
        A = true;
      }
    }
    if (lectura == "D")
    {
      Serial.println("off ");
      ACTI = false;
      A = false;
    }
  }

  long irValue = particleSensor.getIR();

  if (checkForBeat(irValue) == true)
  {
    // sentimos un latido
    long delta = millis() - lastBeat; //Último latido
    lastBeat = millis();

    beatsPerMinute = 60 / (delta / 1000.0);

    if (beatsPerMinute < 255 || beatsPerMinute > 20)
    {
      rates[rateSpot++] = (byte)beatsPerMinute; //Almacene es
      rateSpot %= RATE_SIZE; //Ajustar variable (RESTO)

      //Tomar promedio de lecturas
      beatAvg = 0;
      for (byte x = 0 ; x < RATE_SIZE ; x++)
        beatAvg += rates[x];
      beatAvg /= RATE_SIZE;
    }
  }
  if (ACTI == true)
  {
    if (irValue < 50000)
    {
      dedo = 0;
    }
    else
    {
      dedo = 1;
    }

    cont++;
    if (cont==5)
    {
      valores = String(irValue) + "-" + String(beatAvg) + "-" +
      Serial.println(valores);

      cont=0;
    }
  }
}
```

ANEXO I: HOJA DE DATOS EQUIPO PATRÓN DE TEMPERATURA CORPORAL.

Funciones & Panel de control

Descripción de los componentes

1. Botón de unidad (°C/°F)
2. On/Off de retroiluminación
3. On/Off de Láser
4. Disminución de digital ▼
5. Botón de modo
6. Tapa de pilas
7. IR sensor
8. Agujero de láser

LCD Pantalla de Display

1. Retención de datos
2. Medición
3. Temperatura ambiente actual
4. Display de emisividad
5. Modo de autocalibración para calibrar la unidad entre ±5°C
6. Medición mínima
7. Medición máxima
8. Alarma de temperatura alta
9. Alarma de temperatura baja
10. Alarma de batería baja
11. Retroiluminación activada
12. Láser emitido
13. Unidad de temperatura
14. Display de temperatura

Pilas & Mediciones

Cambiar las pilas

1. Abra la tapa de pilas y instale dos 1.5V AAA pilas.
2. Presione el gatillo a encender el medidor.

Nota: Cuando las pilas estén agotadas, el símbolo " " se muestra en la pantalla. Cambie las pilas al tiempo por favor.

Operación de ERICKHILL termómetro

1. Al las pilas se instalar completamente, presione el gatillo de medición a activar el termómetro.
2. Enfila el láser hacia la superficie a medir y la relación entre la distancia medida y el tamaño del objetivo medido es 12:1.
3. Mantenga presionado el gatillo de medición y el láser se activará para orientar al objetivo.
4. Mantenga presionado el gatillo mientras mueve el termómetro si desea escanear una área de la superficie para medir la temperatura.
5. Una vez que el láser apunte al punto de medición deseado, suelte el gatillo y la pantalla LCD bloqueará la temperatura calculada.
6. Vuelva a Presionar el gatillo para realizar otra medición.
7. El termómetro se apagará automáticamente después de 12 segundos sin ninguna operación. Vuelva a presionar el gatillo para reiniciar el termómetro.
8. Presionar prolongada el botón " " al ajustar el valor lo que puede aumentar la velocidad de aumento o disminución.

Mantenga presionado el gatillo para medir continuamente la temperatura.

Suete el gatillo para bloquear el valor de temperatura

Nota:

- NO mida a través de superficies transparentes como vidrio o plástico. De lo contrario, medirá la temperatura de la superficie de estos materiales.
- NO mida en el entorno de vapor, de polvo, o de humo. Estas partículas pueden evitar una medición precisa al obstruir las unidades ópticas.

D:S Relación

Asegúrese de que el objetivo sea más grande que el tamaño del punto del termómetro. Cuanto más pequeño sea el objetivo, más cerca deberías estar de él.

La relación entre la distancia medida y el tamaño del objetivo medido es 12:1, como se muestra en la siguiente figura.

Recomendable: Cuando el objetivo tiene que el punto.

Incorrecto: Cuando el objetivo es menor que el punto.

Material	Emisividad	Material	Emisividad
Aluminio	0,30	Hierro	0,70
Asfalto	0,95	Cable	0,50
Basalto	0,95	Caliza	0,98
Latón	0,70	Acetite	0,94
Ladrillo	0,50	Pintura	0,93
Carbón	0,90	Papel	0,95
Cerámico	0,85	Plásticos	0,95
Concreto	0,95	Goma	0,95
Cobre	0,95	Arena	0,90
Barro	0,95	Piel	0,98
Alimentos congelados	0,94	Nieve	0,90
Alimentos calientes	0,90	Acero	0,80
Cristal(plato)	0,93	Textiles	0,94
Hielo	0,85	Agua	0,93
	0,98	Madera	0,94

Emisividad

La tasa de radiación representa la capacidad de un objeto para irradiar radiación infrarroja. Cuanto mayor sea la tasa de radiación, mayor será la capacidad de radiación de la superficie del objeto. La emisividad de la mayoría de las superficies orgánicas o de óxido metálico está entre 0,85 - 0,98. La emisividad ajustable del termómetro que va desde 0,10 - 1,00, la tasa de 0,95 es la emisividad preestablecida. La emisividad del instrumento debe ser coherente con la emisividad del objeto medido durante la medición. Se debe prestar atención al efecto de la radiación en los resultados de la medición.

Configuración de emisividad

1. Presione el botón MODE varias veces a configurar la emisividad cuando el termómetro está encendido, hasta que el símbolo "EMS" se muestra en la pantalla. Se muestra el valor de la emisividad actual en la pantalla.
2. Presione el botón "▲/▼" a configurar otro valor de emisividad.
3. Presione el botón "MODE" para salir de configuración de emisividad.

Modo & Configuración de Alarma

Configuración de funciones

Presione el botón de MODE para seleccionar repetidamente las configuraciones de multifunciones.

HOLD → MAX → MIN → AT → EMS → CAL → HI → LOW → HOLD

Configuración de unidad de la temperatura

Presione el botón de unidad para cambiar la unidad de temperatura entre °C/°F.

ON/OFF de Láser

Presione brevemente el botón cuando el termómetro está encendido para activar y desactivar el láser.

ON/OFF de Retroiluminación

Mantenga presionado el botón cuando el termómetro está encendido para activar y desactivar la luz retroiluminada.

Configuración de alarma de temperatura Alta/Baja

1. Presione el botón "MODE" a entrar el estado de configurar.
2. Cambie el estado de configurar el límite alto/bajo de alarma, se muestra "Hi"/"Low".
3. Luego presione el botón "▲/▼" a aumentar o disminuir para configurar el valor rápidamente.

El instrumento emitirá una alarma de forma continua cuando el valor medido sea superior al valor de alarma de límite superior o inferior al valor de alarma de límite inferior.

Ver la temperatura máxima/mínima

Nota: La temperatura máxima/mínima es el valor de una única medición.

1. Pulse el botón "MODE" para entrar en el modo "MAX", mantenga pulsado el gatillo y luego suéltelo. Se mostrará la temperatura máxima.
2. Vuelva a pulsar el botón "MODE" para entrar en el modo "MIN", mantenga pulsado el gatillo y suéltelo. Se mostrará la temperatura mínima.

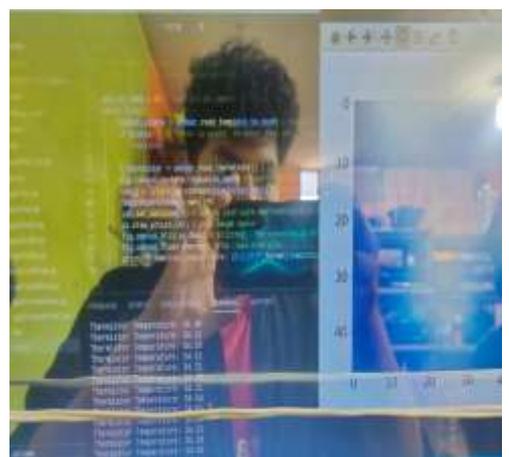
AT: Presione el botón "MODE" a entrar el estado AT y se muestra la temperatura ambiental actual.

CAL (ajuste de compensación cero): Presione "MODE" a entrar el estado de CAL y ajustar el punto cero entre -5°C y +5°C tocando el botón "▲/▼".

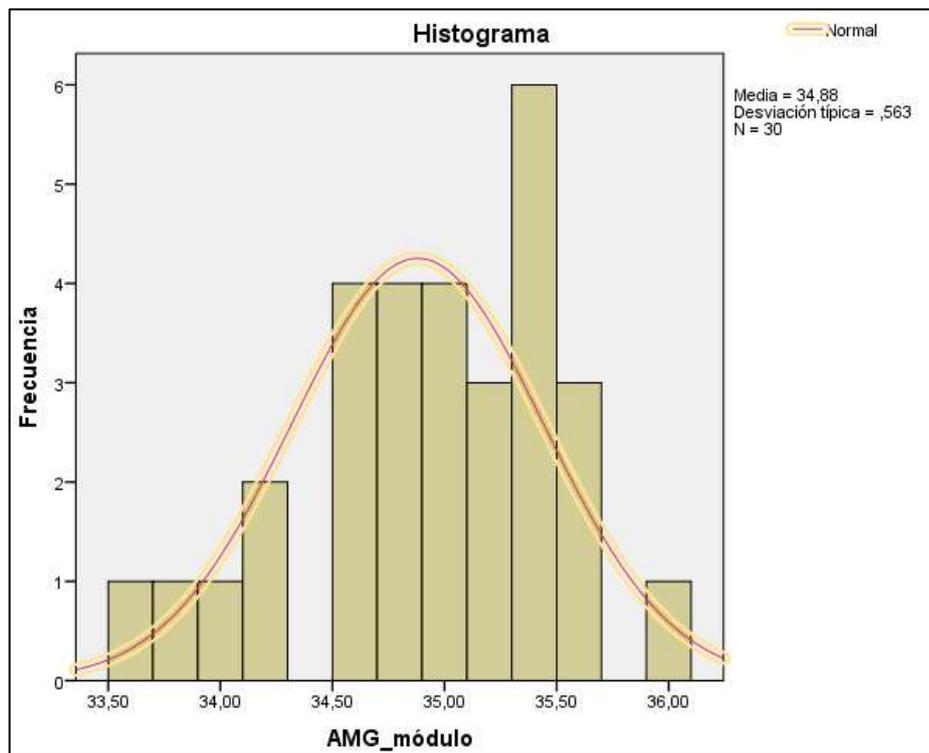
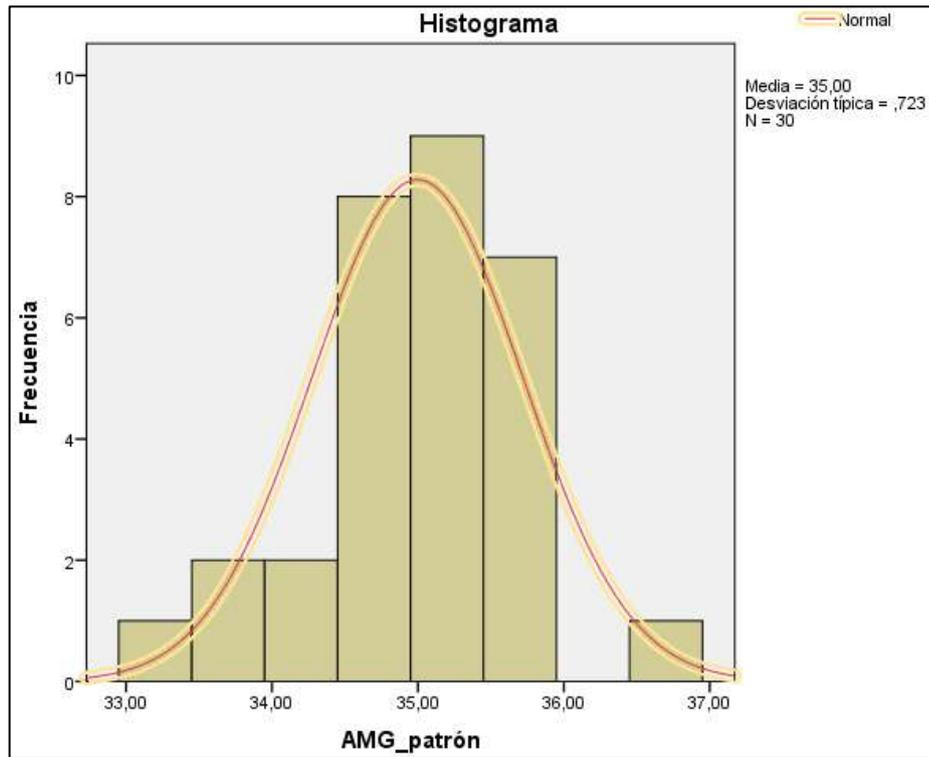
Especificaciones técnicas

Display	LCD pantalla de display
D:S	12:1
Brillo	0,10-1,00
Espectro de respuesta	5-14 μm
Tiempo de respuesta	Hacia 0,5S, 95% Respuesta
Autoapagado	12 segundos
Temperatura de funcionamiento	0-40°C(32°F -104 °F)
Temperatura de almacenamiento	-10-60°C(14 °F -140 °F)
Fuente de alimentación	2 x 1,5V AAA Pilas
Range de medición	ROOK 400 SP: -50°C-400°C (-58°F-752°F) ROOK 600 SP: -50°C-600°C (-58°F-1112°F)
Precisión	Rango incorrecto máximo: -50°C-0°C : ±3°C 0°C-100°C : ±1,5°C 100,1°C-600°C : ±1,5% Lectura

ANEXO J: PRUEBA DE VALIDACIÓN DEL SENSOR AMG8833.



ANEXO K: HISTOGRAMAS DE MUESTRAS DE TEMPERATURA CORPORAL.



ANEXO L: HOJA DE DATOS EQUIPO PATRÓN DE RITMO CARDIACO.



SM Safe Medic

Finger Pulse Oximeter YX102

Please read the user's manual closely before using! (The picture is for reference only, please refer to the actual product.)

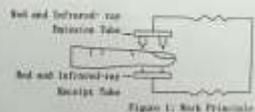
CAUTION

- Warning: Do not modify this equipment without authorization of manufacturer.
- Warning: The device has an Alarm System.
- Warning: Keep away from the wet medical equipment such as drip or other similar liquid simulation as far as possible.
- Warning: Do not use the finger pulse oximeter for more than 30 minutes (a single finger, at long term) on the finger may lead to sore.
- Warning: Except replacing batteries, devices do not require routine maintenance and calibration, etc. Daily measure two times, ten minutes every time, the device can be used for five years.
- Warning: The finger pulse oximeter simulation cannot be used to verify the accuracy of the calibration of the production.
- Warning: Alkaline batteries of long service life is recommended and do not use rechargeable batteries and batteries reverse error operation will lead to the abnormal phenomenon to meet. Please follow local disposal and recycling laws for the oximeter and its components, including the

Measurement Principle

Principle of the Oximeter is as follows: An experience formula of data process is established taking use of Lambert Beer law according to Spectral Absorption Characteristics of Reductive hemoglobin (RH) and Oxymoglobin (RO), RH is glow red near-infrared waves. Operation principle of the instrument is Photoelectric Oxymoglobin Inspection Technology. It adapted in accordance with Cassette Pulse

Warning and Recording Technology, so that two kinds of different wavelength of light (red light and infrared light) can be focused onto same lens, and through perspective clamp fingerprint sensor. The measured signal can be obtained by a photoelectric element, information acquired through which will be shown on the screen of LED through process in electronic circuits and microprocessor.



Caution and Precautions

Symbol	Definition	Symbol	Definition
	Warning and precautions		Serial Number

Product Information

	Follow instructions for use		CE	The Pulse Oximeter
	Recycle		IP67	Date of manufacture
	Batteries and electronic instruments must be disposed of in accordance with the locally applicable regulations, not with domestic waste		Warning	Protection from ingress of particulates (non-CE mark, Warning never falling within 15° of vertical will not have a harmful effect on the pulse oximeter see IEC60529)
	Type of applied part		Alarm	The device has an Alarm System
	Manufacturer		Storage	Suitable for transportation and storage
	Date of effective use of the product		Temperature	Atmospheric pressure for transportation and storage
	Temperature for transportation and storage			

Product Usage Application

Indications: Home

Intended Use: The Finger Pulse Oximeter is a kind of non-invasive device which can measure and display real-time pulse rate and pulse rate. It is intended for adults and children and is intended for home and hospital inspection.

It is designed for fingers that should be between 4.5 and 5.5 inch (11.5-14.0 cm) thick. The index finger (middle finger) is most recommended. And this device is more recommended for the vascular disease.

Display



Technical Properties

- Display Type: LED
- Light Emitting Diode: 632.8nm
- Pulse Rate Display range: 20-200bpm
- Power: Two AA 1.5V alkaline batteries
- Working Current: less than 1mA
- Measurement accuracy:
 - Light Accuracy: ±2% in the range of 70-200bpm
 - Measurement for light accuracy: Pulse rate: 20bpm-200bpm, accuracy: ±1bpm (±10% range)
- Measurement Performance in Low Perfusion Condition: Correct light and pulse rate can be displayed when the simulation pulse wave amplitude is at 4%
- Anti-interference ability of ambient light: Deviation in blood oxygen content is less than ±1% when measured under ambient light of existing lighting and measured in the dark room.

- The product will automatically shut down when there is no finger entering for eight seconds.
- Dimension: 45mm*25mm*15mm, Weight: 20g approximately (without battery).
- Working Environment:
 - Ambient Temperature: 0°C-40°C, Relative Humidity: <60%, Atmospheric pressure: 800hPa-1060hPa
 - Transportation and storage environments: -20°C-50°C
 - Relative humidity: <60%, no condensation, Atmospheric pressure: 800hPa-1060hPa
- Operation mode: Continuous operation.
- Patient population: The personal application are adult patients, weight: 30kg and pediatric patients (weight: 20-30kg). It is recommended that index finger, middle finger and ring finger are suitable position for monitor. The pulse oximeter is NOT design for newborns and infants.
- For adults, it is recommended that the finger thickness should be between 4.5-5.5 cm. The probe is the hole in the middle of the equipment to which the finger insert. The device is intended for spot-checking.
- Peak wavelength and light output power:
 - Incision wavelength range: 690nm-900nm, radiation intensity is less than 10mW/cm² (Class II)
- Transmitted light and Pulse rate data value:
 - Principle of the oximeter is as follows: An experience formula of data process is established taking use of Lambert Beer Law according to Spectral Absorption Characteristics of Reductive hemoglobin (RH) and oxymoglobin (RO) in glow & near-infrared waves. Operation Principle of the device is Photoelectric Oxymoglobin Inspection Technology. It adapted in accordance with Cassette Pulse Warning and Recording Technology, so that two kinds of different wavelength of light by a photoelectric element, information acquired through which will be shown on screen through treatment in electronic circuits and microprocessor. The information obtained is as follows:
 - data averaging and other signal processing.
 - the data update period: 63 pulse rate cycles, less than 30s.
 - Note: Data processing and update will not affect pulse rate and light.
- The pulse waveform has been examined, when the waveform is nearly smooth and stable, the measured value is the best.

Medical Properties

- Operation of the product is simple and convenient.
- The product is small in size, light in weight (total weight is about 20g without batteries) and portable.
- The pair of two AA batteries can last for 17 hours.
- Low voltage warning will be indicated in visual window when battery voltage is too low than normal operation of the oximeter might be influenced.
- The product will automatically shut down when there is no finger entering for eight seconds.

Product Information

The Finger pulse oximeter can be used to measure human oxygenation saturation and pulse rate through finger, the product is suitable for family, hospital (including clinical use in intensive/care, anesthesia, post-analgesic, intensive sports). It can be used before or after sport. Operation is spot is not recommended and etc.

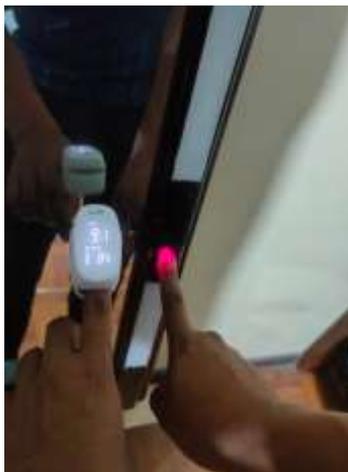
The product is not suitable to monitor patient continuously.

Product Use Steps

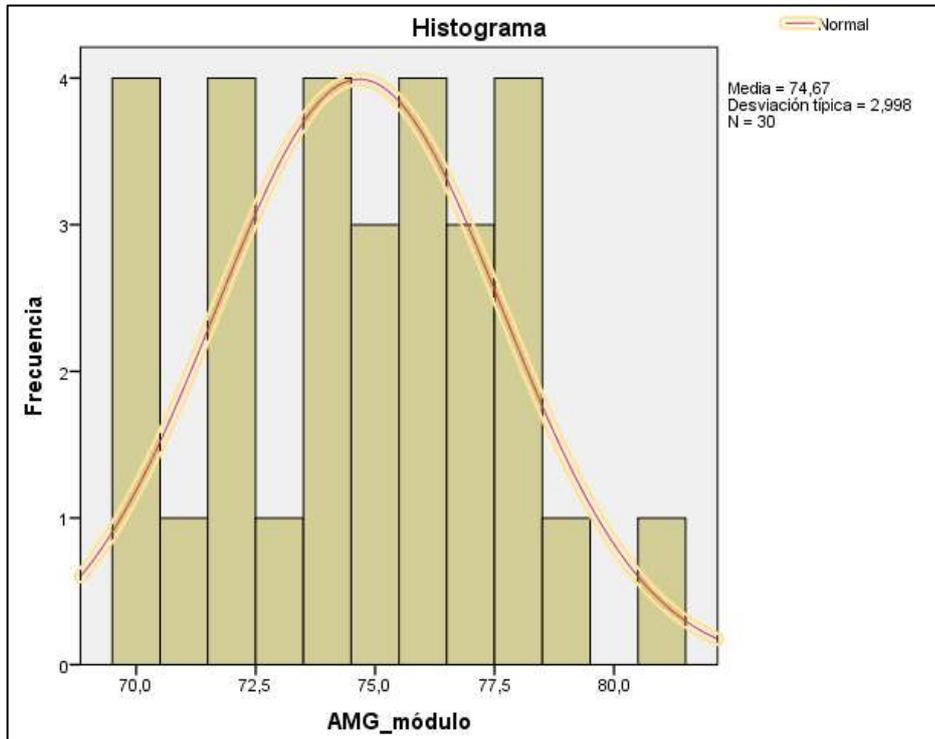
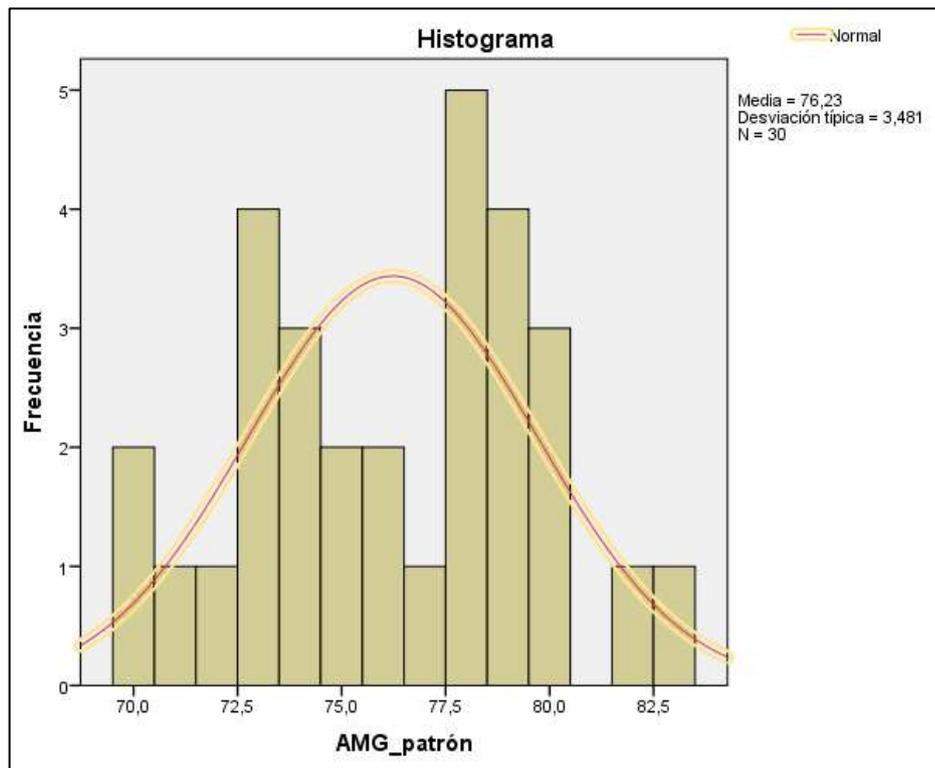
- Installing two AA batteries into battery cassette before closing the cover.
- Wipe the clamp as diagram.
- Plug one finger into rubber hole of the Oximeter (it is best to plug the finger throughly) before releasing the clamp.
- Do not trouble while the oximeter is working. It's better that the whole body be in still status.
- Read corresponding data from display screen.



ANEXO M: PRUEBA DE VALIDACIÓN DEL SENSOR MAX30102.



ANEXO N: HISTOGRAMAS DE MUESTRAS DE FRECUENCIA CARDIACA.



ANEXO O: HOJA DE DATOS EQUIPO PATRÓN DE FRECUENCIA RESPIRATORIA.



Pantalla fluida de 90 Hz
15.6cm (6.1") P-OLED - Pantalla completa

Cámara AI cuádruple de 64MP
Ultra gran angular, zoom 20X y macro

Carga rápida de 30W
100% de carga en 1 hora

Selfie dual en pantalla
Selfies grupales y selfies nocturnos

Qualcomm® Snapdragon 720G
Procesador de 8nm Octa-core

realme UI
Sin límites

Color

Azul Rayo **Rojo Rayo**

Procesador **Qualcomm® Snapdragon™ 720G**

CPU: 8nm, Octa-core, hasta 2.3GHz

GPU: Adreno 618

AI: Generación 5 Qualcomm Engine

Cámara **Cámara AI cuádruple de 64MP**

20X Zoom

Cámara principal

64MP Cámara Principal
26mm, f/1.8
Samsung GW1, 1/1.7"

2MP Lente Macro
4cm foco, f/2.4

Lente ultra gran angular de 8MP
15.7mm, FOV 119°, f/2.3

Grabación de Video:
Soporte de estabilización de video UIS
Soporte de estabilización de video UIS Max
Admite grabación de video 4K / 30fps
Admite grabación de video 1080P / 30fps, 60fps
Soporta grabación de video 720P / 30fps, 60fps

12MP Lente Telephoto
54mm, f/2.5

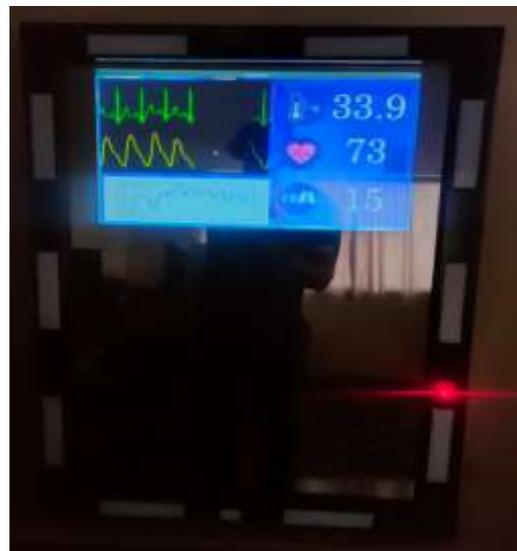
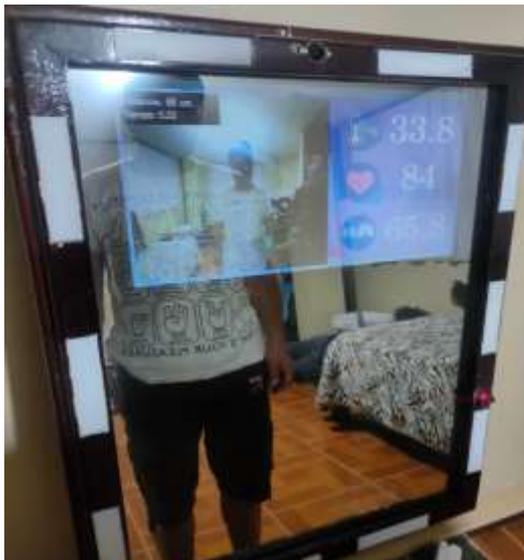
Selfie dual en pantalla

Sony 16MP cámara gran angular
f/2.0
Sony IMX 471

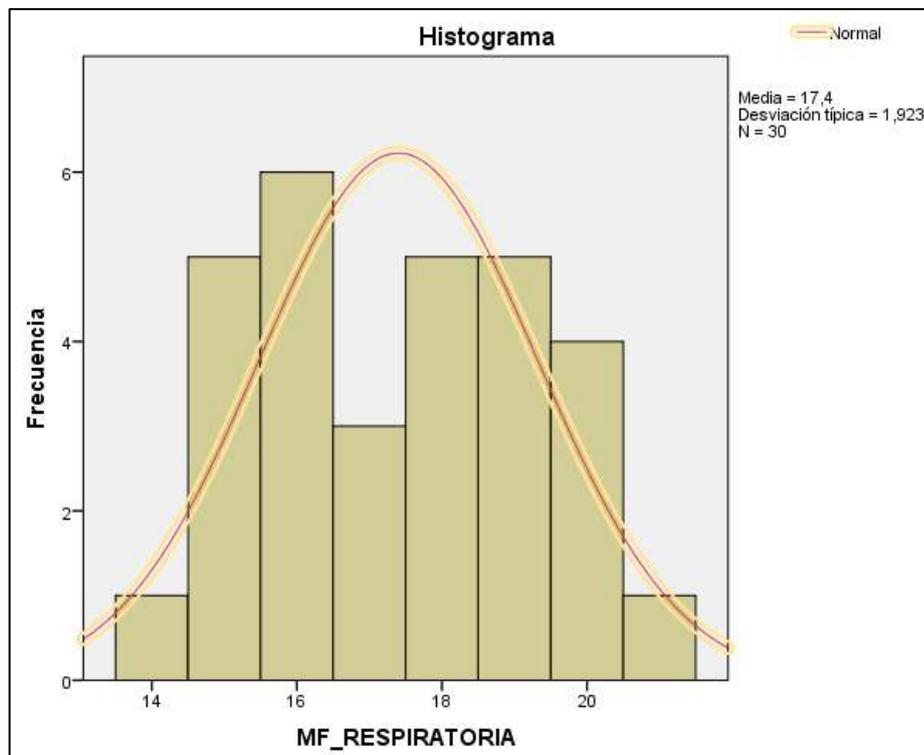
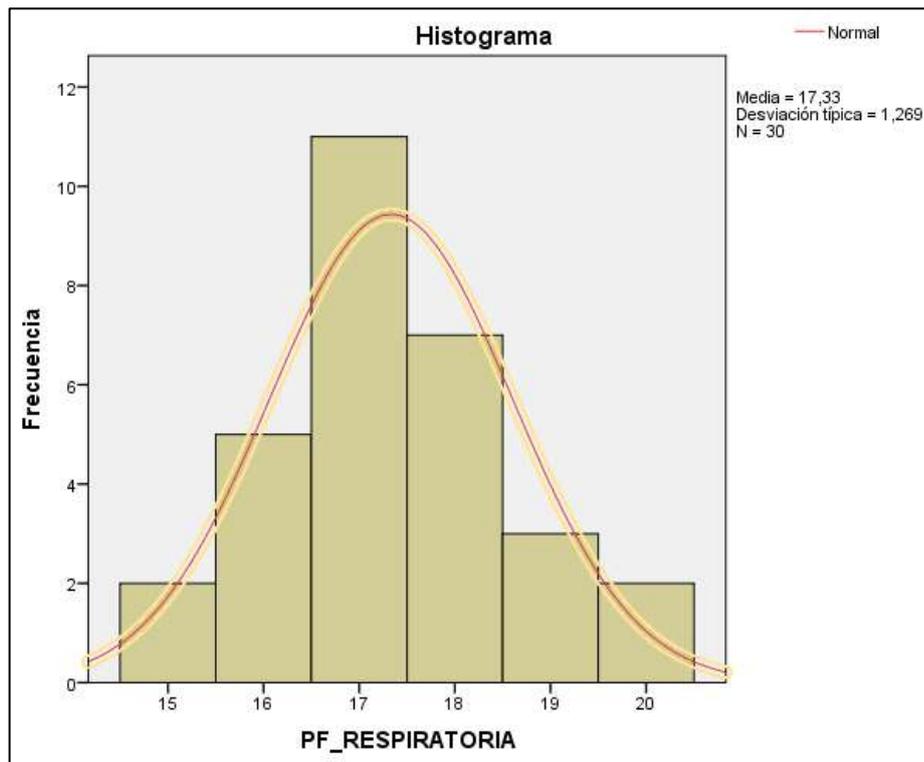
Grabación de Video:
Soporte de estabilización de video UIS
Admite grabación de video 1080P / 30fps
Admite grabación de video 720P / 30fps, 60fps
Admite grabación de video en cámara lenta de 120 fps

Lente ultra gran angular de 8MP

ANEXO P: PRUEBA DE VALIDACIÓN DE LA CÁMARA PARA LA FRECUENCIA CARDIACA.



ANEXO Q: HISTOGRAMA DE MUESTRAS DE FRECUENCIA RESPIRATORIA.





ESCUELA SUPERIOR POLITÉCNICA DE
CHIMBORAZO

DIRECCIÓN DE BIBLIOTECAS Y RECURSOS DEL
APRENDIZAJE



UNIDAD DE PROCESOS TÉCNICOS
REVISIÓN DE NORMAS TÉCNICAS, RESUMEN Y BIBLIOGRAFÍA

Fecha de entrega: 09/11/2023

INFORMACIÓN DE LOS AUTORES	
Nombres – Apellidos:	Brayan Heriberto Salguero Salguero Juan Javier Pintag Morocho
INFORMACIÓN INSTITUCIONAL	
Facultad:	Informática y Electrónica
Carrera:	Electrónica y Automatización
Título a optar:	Ingeniero en Electrónica y Automatización
f. Analista de Biblioteca responsable:	 Ing. Fernanda Arévalo M.

