



UNIVERSIDAD TÉCNICA DE AMBATO
FACULTAD DE INGENIERÍA EN SISTEMAS ELECTRÓNICA E
INDUSTRIAL
CARRERA ELECTRÓNICA Y COMUNICACIONES
TEMA:

“SISTEMA ELECTRÓNICO DE MONITOREO DE NIVELES DE ESTRÉS
ACADÉMICO”

Proyecto de Investigación. Modalidad: TEMI. Trabajo Estructurado de Manera Independiente, presentado previo la obtención del título de Ingeniero en Electrónica y Comunicaciones.

SUBLÍNEA DE INVESTIGACIÓN: COMUNICACIONES DIGITALES

AUTOR: VÍCTOR HUGO TOMALÁ BETANCOURT

TUTOR: ING. JUAN PABLO PALLO NOROÑA MG.

AMBATO – ECUADOR

2018

CERTIFICACIÓN DEL TUTOR

En mi calidad de Tutor de Proyecto de Investigación acerca del Tema:

“SISTEMA ELECTRÓNICO DE MONITOREO DE NIVELES DE ESTRÉS ACADÉMICO”, de el señor Víctor Hugo Tomalá Betancourt; estudiante de la carrera de Ingeniería en Electrónica y Comunicaciones de la Facultad de Ingeniería en Sistemas, Electrónica e Industrial, de la Universidad Técnica de Ambato, considero que el informe investigativo reúne los requerimientos suficientes para que continúe con las gestiones y consiguiente aprobación de conformidad con el numeral 7.2 de los Lineamientos Generales para la aplicación de Instructivos de las Modalidades de Titulación de las Facultades de la Universidad Técnica de Ambato.

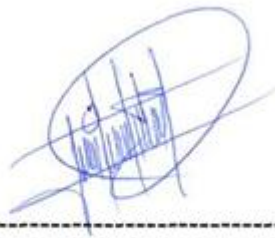


Ing. Mg Juan Pablo Pallo Noroña.
EL TUTOR

AUTORÍA DE TRABAJO

El presente Investigación titulado “SISTEMA ELECTRÓNICO DE MONITOREO DE NIVELES DE ESTRÉS ACADÉMICO”, es absolutamente único, legítimo, y personal, en tal virtud, en consecuencia, el adjunto, efectos legales y académicos que se desglosan del mismo son de exclusiva responsabilidad del autor.

Ambato Octubre, 2018



Víctor Hugo Tomalá Betancourt


CI: 091874372-5

DERECHOS DE AUTOR

Autorizo a la Universidad Técnica de Ambato, para que haga uso de este Trabajo de Titulación como un documento disponible para la lectura, consulta y procesos de investigación.

Cedo los derechos de mi Trabajo de Titulación, con fines de difusión pública, además autorizo su reproducción dentro de las regulaciones de la Universidad.

Ambato octubre de 2018



Víctor Hugo Tomalá Betancourt

CI: 091874372-5

APROBACIÓN DE TRIBUNAL DE GRADO

La Comisión Calificadora del presente proyecto de investigación conformada por los señores docentes Ing Carlos Serra e Ing Santiago Altamirano, revisó y aprobó el Informe Final del Proyecto de Investigación titulado “SISTEMA ELECTRÓNICO DE MONITOREO DE NIVELES DE ESTRÉS ACADÉMICO”, presentado por el señor Víctor Hugo Tomalá Betancourt de acuerdo al numeral de los Lineamientos Generales para la aplicación de Instructivos de las Modalidades de Titulación de las Facultades de la Universidad Técnica de Ambato.



Ing. Pilar Urrutia., M.Sc.
PRESIDENTA DEL TRIBUNAL



Ing. Carlos Serra
DOCENTE CALIFICADOR



Ing. Santiago Altamirano
DOCENTE CALIFICADOR

DEDICATORIA

A mis padres que son la base, el apoyo y cimiento para la cúspide de mi carrera, ofreciéndome todo lo que está a su alcance con sacrificios para lograr el objetivo propuesto.

Víctor Hugo Tomalá Betancourt

AGRADECIMIENTO:

1 Corintios 15:57 “Mas gracias sean dadas a Dios, que nos da la victoria por medio de nuestro Señor Jesucristo.”

A mi familia que es un apoyo incondicional en todos los momentos que he vivido.

A mi novia, Yuri Maribel Cáceres Araque por siempre estar allí en los momentos que más lo necesitaba.

A mi buen amigo Geovanny M, y a la Ing(a). Jessica Pricila Solórzano por ayudarme en la culminación de mi Tesis.

A cada docente de la Facultad de Ingeniería en Sistemas, Electrónica e Industrial por los sapiencias aprendidas y al Ing. Mg Juan Pablo Pallo Noroña por ser la pauta para la culminación de este proyecto de investigación.

Victor Hugo Tomalá Betancourt

ÍNDICE GENERAL

CERTIFICACIÓN DEL TUTOR.....	ii
AUTORÍA DE TRABAJO	iii
APROBACIÓN DE TRIBUNAL DE GRADO	v
DEDICATORIA	v
AGRADECIMIENTO:.....	vi
ÍNDICE GENERAL	vii
ÍNDICE DE TABLAS.....	ix
ÍNDICE DE FIGURAS.....	x
RESUMEN.....	xi
ABSTRACT.....	xii
INTRODUCCIÓN.....	xiii
CAPÍTULO I.....	1
1.1 TEMA DE INVESTIGACIÓN.....	1
1.2 PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA	1
1.3 DELIMITACIÓN	2
1.4 JUSTIFICACIÓN	2
1.5 OBJETIVOS	3
1.5.1 General.....	3
1.5.2 Específicos.....	3
CAPÍTULO II.....	4
2.1 ANTECEDENTES INVESTIGATIVOS	4
2.2 FUNDAMENTACIÓN TEÓRICA.....	6
2.2.1 Sistema de monitoreo de signos vitales.....	6
Actividad electrodérmica	7
Frecuencia respiratoria.....	7
Frecuencia cardíaca	8
Frecuencia respiratoria.....	8
Temperatura Corporal	9
2.2.2 Técnicas de adquisición de señales vitales	10
2.2.3 Dispositivos para determinar el estrés a partir de las respuestas fisiológicas.....	12

2.2.4 Equipos de código abierto.....	12
2.2.5 Fisiología del estrés	13
2.2.7 Raspberry pi y Arduino.....	14
2.3 PROPUESTA DE SOLUCIÓN.....	16
CAPÍTULO III.	17
3.1 MODALIDAD DE LA INVESTIGACIÓN	17
3.2 POBLACIÓN Y MUESTRA	17
3.3 RECOLECCIÓN DE INFORMACIÓN.....	18
3.4 PROCESAMIENTO Y ANÁLISIS DE DATOS	18
3.5 DESARROLLO DEL PROYECTO	18
CAPÍTULO IV.....	20
INTRODUCCIÓN.....	20
4.1 Análisis del estrés académico en los estudiantes de la facultad de ingeniería en sistemas, electrónica e industrial de la universidad técnica de Ambato.....	20
4.2 Desarrollo de la propuesta de solución.....	21
4.2.1 Adquisición de datos.....	22
4.2.2 Procesamiento de datos.....	24
4.2.3 Alimentación y almacenamiento de datos.....	27
4.2.5 Visualización de resultados	29
4.3 Diseño e implementación del prototipo	30
Diseño electrónico del monitor de nivel de estrés académico	30
Procesamiento de datos.....	32
Implementación del prototipo de monitorización	34
4.4 Pruebas de funcionamiento y análisis de resultados.....	36
4.5 PRESUPUESTO.....	44
4.5.1 COSTO DE HARDWARE Y SOFTWARE.....	44
CAPÍTULO V.	45
5.1 CONCLUSIONES.....	45
5.2 RECOMENDACIONES	46
REFERENCIAS	47
ANEXOS.....	51

ÍNDICE DE TABLAS

Tabla 2.1 Tipos de medidas Electrodermicas [17] ...;	Error! Marcador no definido.
Tabla 2.2 Cifras normales de frecuencia respiratoria [20]	7
Tabla 2.3 Cifras normales de frecuencia cardiaca de un adulto [20]	8
Tabla 2.4 Cifras en condición normal de frecuencia respiratoria [20].....	9
Tabla 2.5 Características Raspberry Pi 3 [43].....	14
Tabla 4.1 Tabla comparativa para la selección de sensor de frecuencia cardiaca	23
Tabla 4.2 Tabla comparativa para la selección de sensor de temperatura	24
Tabla 4.3. Tabla comparativa para la selección de Arduino	25
Tabla 4.4. Rangos normales (hombres) de frecuencia cardiaca y estrés usuarios 19 a 29 años [47].....	38
Tabla 4.5. Rangos normales (mujeres) de frecuencia cardiaca y estrés usuarios 19 a 29 años [47].....	38
Tabla 4.6 Tabla de Frecuencia cardiaca y temperatura sin exámenes	39
Tabla 4.7. Frecuencia cardiaca y temperatura con exámenes.....	41
Tabla 4.8. Presupuesto	44

ÍNDICE DE FIGURAS

Fig 2.1 Placa Raspberry Pi 3 Model B+ [42]	15
Fig 2.2 Interacción de Arduino con Sensores y Actuadores [44]	16
Fig 4.1 Diagrama de bloques del sistema propuesto	22
Fig 4.2 Proceso de ingreso de datos de usuario	28
Fig 4.3 Almacenamiento en base de datos MySQL	28
Fig 4.4 Almacenamiento en base de datos MySQL. ¡Error! Marcador no definido.	
Fig 4.5 Interfaz gráfica de resultados en Tkinter Python	29
Fig 4.6 Diseño general del sistema propuesto	30
Fig 4.7 Diagrama de filtro pasabanda en proteus 8	31
Fig 4.8. Diagrama de flujo del prototipo	33
Fig 4.9. Diagrama de implementación del prototipo	34
Fig 4.10. Pruebas de funcionamiento del prototipo	35
Fig 4.11. Conexión de sensor de frecuencia cardiaca y temperatura	35
Fig 4.12. Case hecho de material MDF para el prototipo	36
Fig 4.13 Conexión de los sensores en los usuarios	36
Fig 4.14 Ingreso de datos en los usuarios	37
Fig 4.15 Resultado de la adquisición de los datos de frecuencia y temperatura	37
Fig 4.16. Comparación Frecuencia Cardiaca sin examen VS Frecuencia Cardiaca con examen	42
Fig 4.17. Comparación de Temperatura Corporal sin examen VS Temperatura Corporal con examen	42
Fig 4.18. Comparación Nivel de estrés sin examen VS Nivel de estrés con examen	43

RESUMEN

En el siguiente proyecto de investigación se realizó la implementación un sistema electrónico de monitoreo innovador para usuarios académicos que estén sometidos a niveles de estrés en el ámbito que se desenvuelvan. En el cual los usuarios podrán tomar precauciones en casos de estrés que pueda provocar las diferentes situaciones que se provocan en el diario convivir académico. El sistema utiliza sensores de signos vitales que serán transmitidos a una interfaz gráfica y de programación para ser analizadas y posteriormente.

Para el manejo e innovación del sistema electrónico de monitoreo y la adquisición de las señales de utilidad se ha tomado dispositivos o hardware informático de código abierto, desarrollada a su vez con los sensores electrónicos adecuados.

Los mecanismos electrónicos del sistema implementado tienen la peculiaridad de ser modificados por los diferentes tipos de sensores que hay en el mercado, lo cual ha permitido que se pueda obtener en tiempo real las diferentes señales apropiadas para la detección del estrés a nivel académico y simultáneamente ser almacenadas en una base de datos para ser visualizada en una interfaz gráfica con los signos vitales que se hayan obtenido de los usuarios.

ABSTRACT

In the following research project, an electronic monitoring system was implemented that is innovative for academic users who are subject to stress levels in the field. In which users can take precautions in cases of stress that may cause different situations that are caused in the newspaper coexist academically. The system uses vital signs sensors that will be transmitted to a graphic and programming interface to be analyzed and later.

For the management and innovation of the electronic monitoring system and the acquisition of utility signals, devices or open source computer hardware has been taken, developed in turn with the appropriate electronic sensors.

The electronic mechanisms of the implemented system have the peculiarity of being modified by the different types of sensors that are on the market, which has allowed to obtain in real time the different appropriate signals for stress detection at the academic level and simultaneously be stored in a database to be visualized in a graphical interface with the vital signs that have been obtained from the users.

INTRODUCCIÓN

Debido al progresivo aumento de diversas complicaciones en el correcto funcionamiento del cuerpo humano debido a diversas causas tales como como la genética, condiciones físicas, tipo de alimentación se han desarrollado una diversidad de dispositivos de control y monitoreo del cuerpo humano. [1] Además técnicas para diagnosticar o prevenir distintas complicaciones y desórdenes que puedan ocurrir en el organismo. Como resultado ha tomado un rol muy importante en la sociedad, a pesar de no ser nueva pero que va en desarrollo cada época. [2]

El siguiente proyecto de investigación detalla de una manera estructurada sobre la variación de los signos vitales y su alteración cuando los usuarios están sometidos a niveles de tensiones o estrés de los cuales si no se interviene a tiempo puede llegar a múltiples enfermedades que generalmente termina con la muerte del usuario.

En el Capítulo II se especifica sobre trabajos de investigación científica y académica con relación a la detención de estrés con dispositivos electrónicos o mecanismos que monitorean las señales vitales. Asimismo de los argumentos que respaldan hipotéticamente el presente proyecto de grado, planteando el procedimiento al conjunto de problemas mostrados en el primer capítulo.

El Capítulo III se compone de la indagación de los métodos usados para el desarrollo de manera total del presente proyecto.

En el Capítulo IV se especifica el progreso del sistema de monitoreo de niveles de estrés académico y los mecanismos usados en el mismo de tal manera que verifiquen que se ha cumplido los objetivos planteados en un inicio.

CAPÍTULO I.

EL PROBLEMA

1.1 TEMA DE INVESTIGACIÓN

“Sistema Electrónico de Monitoreo de Niveles de Estrés Académico”

1.2 PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA

Actualmente en el mundo, hay una gran certeza a cerca de las enfermedades cardiovasculares que están intervenidas por factores psicosociales en los cuales se puede rescatar como pronóstico efectos etiopatógenos en la población. Pero esta relación también tiene que ver por estilos de vida perjudicial y factores alimenticios, y hasta existe evidencias de personas que han tenido efectos secundarios por estar expuestos al estrés crónico. [3] En la actualidad alrededor del mundo, “uno de cada cuatro personas en las ciudades posee cierto problema peligroso de estrés, aunque también se estima que problemas mentales de salud de este tipo recaen sobre el 50% de las personas”. Por ser el causante de numerosas patologías, al estrés se le considera un aspecto grave como un factor epidemiológico. [4]

El 10% de los ecuatorianos sufre de estrés según un estudio realizado por la empresa GFK, que se aplicó a 1.006 personas en una encuesta realizada en Quito y Guayaquil. Pero hay una relación con los dolores de cabeza que se sitúan en el 49%, síntoma que está asociado con el 10% de estrés. Estudio que fue realizado con personas de distintos niveles socioeconómicos, entre 18 y 65 años. [5]

En lo que se refiere al estrés académico en el país se estipuló una relación entre el rendimiento académico y el estrés con la finalidad de mejorar el bienestar estudiantil

en la Facultad de Medicina de la PUCE. [6]. Y en la Universidad San Francisco de Quito se realizó una encuesta en el cual el estrés laboral alcanzó un 42,2%. El 57.8% de docentes tenía un nivel de estrés no preocupante (verde), el 38,6 con un nivel de estrés preocupante (amarillo) y el 3,6% calificados de estrés peligroso. [7]

1.3 DELIMITACIÓN

DE CONTENIDOS

Área académica de la carrera: Comunicaciones

Línea de investigación: Tecnologías de la Información y Comunicación

Sub línea de investigación: Comunicaciones Digitales

TEMPORAL

La presente investigación se desarrollara en el periodo septiembre 2017 – febrero 2018 de acuerdo a lo establecido en el Reglamento de Graduación para obtener el Título Terminal de Tercer Nivel de la Universidad Técnica de Ambato, aprobado mediante Resolución 0533-CU-P-2015 del 31 de marzo de 2015 (RGTTTTNUTA).

ESPACIAL

El proyecto se llevara a cabo en los Laboratorios de la Facultad de Ingeniería en Sistemas, Electrónica e Industrial.

1.4 JUSTIFICACIÓN

En el campo de la Electromedicina en el Ecuador, quienes impulsan la innovación de la tecnología no han proporcionado la importancia para un uso eficiente, además el uso de la tecnología servirá para mejorar y facilitar el trabajo en el campo que se lo requiera. [48] El hecho de utilizar la Electromedicina y la Ingeniería Clínica con las nuevas tecnologías permite introducir al mercado o al sistema de uso que se lo requiera para el Diagnóstico y Tratamiento. Por lo cual en el presente proyecto se desarrollará un prototipo que haga un monitoreo de las señales vitales que produce el estrés académico en las personas y sugerir alguna técnica o tratamiento para la prevención del estrés. [49]

El presente proyecto está enfocado en conocer las implicaciones sobre el rendimiento o el estrés que experimentan los estudiantes y docentes en el ámbito académico, en el cual se pretende controlar el sistema de respuestas de estudiantes y docentes a nivel cognitivo, motor y fisiológico. Ya que la alteración de estos tres niveles influye de una manera negativa en el desempeño de las labores de los estudiantes y docentes, por lo cual es necesario implementar dispositivos y programas capaz de reducir los efectos desfavorables que puede tener el estrés en el trabajo académico y tener en cuenta los riesgos que pueden ocasionar éstos en las personas.

Posteriormente el presente proyecto servirá como fuente de consulta. En los sistemas de detección del Síndrome de Adaptación General (estrés), al no tener en la actualidad implementación tecnológica optará por implementar un sistema electrónico en el que se apliquen técnicas preventivas del Síndrome de Adaptación General de carácter fisiológico utilizando las técnicas de información y comunicación y técnicas que enseñen a controlar dicho Síndrome. Ya que la tecnología a usarse en el presente proyecto existe, además se lo puede conseguir a un bajo costo, y la función que desempeñará beneficia a todo el sector de la Electromedicina el proyecto es factible.

1.5 OBJETIVOS

1.5.1 General

- Implementar un sistema electrónico de monitoreo de niveles de estrés académico.

1.5.2 Específicos

- Determinar las variaciones de señales vitales causadas por cambios fisiológicos provocados por el estrés.
- Analizar las metodologías para detectar el estrés académico.
- Diseñar un prototipo para detectar los niveles de estrés académico.

CAPÍTULO II.

MARCO TEÓRICO

2.1 ANTECEDENTES INVESTIGATIVOS

Al mencionar diversas investigaciones que se relacionan con tecnologías que monitorean el estrés en las personas se describe lo siguiente:

Lucio Ciabattoni, Francesco Ferracuti, Sauro Longhi, Lucia Pepa, Luca Romeo, Federica Verdini. en el artículo de conferencia en Las Vegas, NV, USA “*Detección de estrés mental en tiempo real basada en reloj inteligente (smartwatch)*” del año 2017, durante tareas cognitivas plantea la detección de estrés mental en tiempo real. Y se lo ha obtenido teniendo un procesamiento de una Respuesta Galvánica de la Piel (GSR), intervalo de Frecuencia Cardíaca (BT) y la temperatura corporal (BT), además es validado mediante pruebas psicológicas clínicas. Este sistema de niveles de estrés que ha sido autoinformado por los participantes es validada mediante un cuestionario clínico. Luego se procesan estos datos de bioseñal en la cual se correlacionan con las respuestas fisiológicas y detectan el esfuerzo mental en alguna tarea cognitiva que a menudo se utiliza en neuropsicología en el cual se mide el nivel cognitivo de las personas que han sido afectados por enfermedades cognitivas. [8]

Alberto de Santos Sierra, Carmen Sánchez Ávila, Javier Guerra Casanova, y Gonzalo Bailador del Pozo en su artículo científico auspiciado por IEEE Industrial Electronics Society “*Sistema de Detección de Estrés Basado en las Señales Fisiológicas y la Lógica Difusa*” de 2011, menciona como solución a un sistema de detección de estrés en la cual la biometría no pudo realizar. Y este sistema depende de cómo esté el estado de ánimo el usuario, de tal manera que si no está en el rango normal en la relación

estrés/relajación puede estar comprometida su salud, seguridad debida que algo infrecuente está sucediendo. Pero además expone que se puede detectar el estrés mediante dos parámetros fisiológicos, que son, la respuesta cutánea de la piel (GSR) y la Frecuencia Cardiaca (HR), en conjunto con sistemas expertos difusos que advierten si el individuo está con los efectos de estrés. Además que el sistema puede facilitar rápidamente en aplicaciones reales el estado de ánimo del usuario. Y debido a su sencillez se puede introducir en los sistemas biométricos actuales y hasta en los sistemas generales de acceso de la medicina actual. Y las respuestas obtenidas mencionadas ponen de realce que se puede lograr una exactitud del 95,5% la detección del estrés midiendo HR y GSR. Y si se disminuye el tiempo de adquisición se puede obtener tasas mayores al 90%. [9]

“Detección de estrés utilizando sensores fisiológicos” Riccardo Sioni y Luca Chittaro en el artículo desarrollado del año 2015 auspiciado por IEEE Industrial Electronics Society, señala que la frecuencia cardiaca y la actividad electrodérmica consiguen detectar los niveles de estrés en los usuarios y colaborar con los actuales sistemas informáticos, y al integrar la precisión al detectar el esfuerzo humano permite la creación de nuevas aplicaciones informáticas. Los sensores EDA (Actividad Electrodérmica) calculan las permutaciones en la conductividad eléctrica en la superficie piel. Estos cambios de conductividad eléctrica se deben a estímulos emocionales y físicos que producen transiciones en la normal actividad de las glándulas sudoríparas. [10] [11]

Vasileios Alexandratos en su tesis de maestría *“Detección de estrés móvil en tiempo real”* Holanda del año 2014, presenta sistema basado en tecnología móvil capacitado para detectar en tiempo real constituido por un electrocardiograma y la actividad electrodérmica. El sistema se construyó a partir de Android con sensores discretos y usables (portátiles), que contiene un reloj inteligente (smartwatch) y un cinturón de frecuencia cardíaca que recogen la frecuencia cardiaca y la conductancia de la piel. El sistema detecta situaciones estresantes y alerta al usuario, grabando un audio para el evento de estrés que se esté causando. Estos datos se guardan en la nube y permite que los usuarios revisar datos pasados de estrés. La precisión de las pruebas a pequeña escala una precisión de 82.9%. También hay algoritmos que procesan los datos de

frecuencia cardiaca y conductancia de la piel así también automatización para visualizar datos experimentales de “estrés” y “sin estrés”. [12]

“*Sensor de estrés basado en la Respuesta Galvánica de la Piel (GSR) controlado por ZigBee*” por Maria Viqueira Villarejo, Begoña Garcia Zapirain y Amaia Méndez Zorilla en su artículo científico de 2012 en Basel, Suiza, menciona un sistema de sensorización de estrés asentado en la Respuesta Galvánica de la Piel (GSR) controlado por ZegBee, en la cual se ha utilizado usuarios para completar diferentes pruebas con cierto grado de esfuerzo, teniendo una tasa de aceptación del 76.56%. [13]

S. Tivatansakul, and M Ohkura en su artículo de conferencia en Milan, Italia “*Mejora del Sistema de Salud Emocional con detección de estrés de la señal ECG*”, menciona sobre el diseño de un sistema de reconocimiento de estados emocionales de usuarios de acuerdo a las expresiones del rostro, para reducir emociones negativas y aumentar emociones positivas como ira y tristeza, aunque hay dificultades de reconocer correctamente en tiempo real las emociones (62.5%). Con lo cual se integró un sistema de detección de estrés a partir de la señal ECG (Electrocardiograma). [14]

2.2 FUNDAMENTACIÓN TEÓRICA

2.2.1 Sistema de monitoreo de signos vitales

Según la Real Academia Española (RAE), se llama *Sistema* al contiguo ordenado de dispositivos que están correctamente relacionados que contribuyen a un objetivo común, y *Monitoreo* al sentido de vigilar o controlar mediante un monitor diferentes funciones desde alguna técnica de visualización. Por consiguiente un Sistema de Monitoreo es un conjunto ordenado de instrumentos relacionados entre sí mediante un dispositivo que controla varias funciones para un determinado fin. [15] [16]

También llamado *signos vitales* y se llama así a las medidas más básicas de las funciones del cuerpo, [17] tales como la frecuencia cardiaca, temperatura corporal, oxígeno en la sangre, presión arterial; que permutan de acuerdo a la edad, sexo, capacidad de ejercitarse y de acuerdo a la salud de cada persona. [18]

Actividad electrodérmica

Alrededor del siglo XIX se estudió considerablemente acerca de los tejidos vivos y la electricidad que los mismos emiten. A pesar de que sus estudios fueron frenados, se ha retomado y las recientes investigaciones de la respuesta electrodermal está posicionando nuevas alternativas en la bioelectricidad. Y en la actualidad la Actividad Electrodérmica brinda variadas aplicaciones de acuerdo a las respuestas eléctricas de los tejidos para proponer el tratamiento y diagnóstico a múltiples patologías. La respuesta Electrodérmica está ligado a la respuesta de las glándulas sudoríparas, a partir de la resistencia o conductancia de la piel. A continuación en la *Tabla 2.1* se describen abreviaciones para los tipos de medidas: [19]

Tabla 2.1 Tipos de medidas Electrodérmicas [17]

ABREVIACIÓN	SIGNIFICADO
AED	Actividad Electrodérmica
NED	Nivel Electrodérmico
RED	Respuesta Electrodérmica
NCP	Nivel de conductancia de la Piel
RCP	Respuesta de conductancia de la piel
NRP	Nivel de resistencia de la piel
RRP	Respuesta de resistencia de la piel
NPP	Nivel de potencia en la piel
RPP	Respuesta del potencial en la piel

Frecuencia respiratoria

Fisiológicamente es el proceso el intercambio gaseoso en el organismo en el que se recibe oxígeno y se elimina bióxido de carbono mediante la inspiración y espiración durante un minuto. Pero se puede alterar los rangos normales descritos en la *Tabla 2.2* de acuerdo a estrés, enfermedades, clima, edad, condición física. [20] [21].

Tabla 2.2 Cifras normales de frecuencia respiratoria [20]

EDAD	RESPIRACIÓN
Recién Nacido	30 a 40/ min
Primer año	26 a 30/min

Segundo año	25/min
Tercer año	25/ min
4 a 8 años	20 a 25/min
8 a 15 años	18 a 20/min
Edad adulta	16 a 20/min
Vejez	14 a 16/min

Frecuencia cardíaca

A la frecuencia cardíaca se le considera como la conjunto de latidos o contracciones que da el corazón durante un minuto sea que se encuentre en actividad o en reposo. Las pulsaciones del corazón dependen de factores como la edad, sexo, genética, condiciones ambientales, postura del cuerpo, el control mental, hora del día. A continuación en la *Tabla 2.3* se compara los valores normales de pulso arterial o frecuencia cardíaca de un adulto sedentario, en forma y un deportista; y los valores normales de acuerdo a la edad.

Tabla 2.3 Cifras normales de frecuencia cardíaca de un adulto [20]

	Adulto Sedentario	Adulto en forma	Deportista
Reposo PPM	Entre 70 y 90	Entre 60 y 80	Entre 40 y 60
Esfuerzo Físico PPM	Entre 100 y 130	Entre 120 y 140	Entre 140 y 160
Ejercicio Intenso PPM	Entre 130 y 150	Entre 140 y 160	Entre 160 y 200

Frecuencia respiratoria

Es la cantidad de veces o periodos de respiración de una persona en un minuto. La fase de respiración que comprende de dos ciclos, una de inspiración y expiración. La

frecuencia cardiaca en el mayor de los casos se la calcula cuando el usuario está en condición de reposo. Puede alterarse sus condiciones normales mencionadas en la *Tabla 2.4* por diversas situaciones, las más comunes son fiebres, enfermedades, estrés, medicamentos, emociones, nerviosismo, esfuerzo físico, aumento de temperatura corporal, ubicación geográfica de la persona con respecto al nivel del mar, etc. Cuando hay respiraciones que su periodicidad esté por debajo de las 12 respiraciones se llama Bradipnea, se denomina Taquipnea cuando supera las 22 respiraciones por minuto, Hiperpnea supera las 22 respiraciones por minuto. [22]

Tabla 2.4. Cifras en condición normal de frecuencia respiratoria [20]

EDAD	RPM (Respiraciones por minuto)
Neonato	30-80
Niño lactante menor	20-40
Niño lactante mayor	20-30
Niños 2-4 años	20-30
Niños 6-8 años	20-25
Adulto	15-20

Temperatura Corporal

Está dada por la temperatura media del cuerpo humano, el nivel normal de la temperatura oscila entre 36.5 y 37.2°C, y varía de acuerdo a la hora del día, la temperatura más baja se registra por las mañanas y el valor máximo de temperatura se obtiene durante la tarde. En las mujeres la menstruación también influye el cambio de temperatura, así como la edad, el estrés agudo, tipo de alimentación, horas de sueño, etc. Existen factores perjudiciales que provocan el aumento o disminución de la temperatura corporal, tal como las medicaciones, las infecciones, fiebres, hipertermia e hipertexia. Fisiológicamente los trastornos de temperatura son debido a la lesión hipotalámica, por aumento de la producción de calor, por disminución de la pérdida de calor y por mecanismos mixtos. [23] [24]

2.2.2 Técnicas de adquisición de señales vitales

- **Temperatura Corporal:**

Para obtener los valores confiables de temperatura corporal hay procedimientos que ayudan a la adquisición de dichos valores, entre los más comunes están:

a) Nasofaringe: Consiste en medir únicamente en pacientes que estén bajos los efectos de la anestesia cruzando la nasofaringe. Este sensor se enclava en la nariz y este a su vez se coloca sobre la bóveda del paladar, específicamente en la cavidad nasal. Para usuarios conscientes esta sonda genera mucha incomodidad. Existen posibles complicaciones para medir la temperatura por este método, pero en adecuadas circunstancias es un método congruentemente preciso. [25]

b) Esófago: Este método de medición consiste en insertar la sonda por la boca o la nariz del usuario y se lo ubica hacia abajo del esófago a nivel del corazón. A igual forma que el método de nasofaringe es dificultoso para pacientes que estén conscientes, por lo general se lo aplica en usuarios anestesiados por su alto nivel de confiabilidad. [26] [27]

c) Vejiga: Para la medición de temperatura se inserta un catéter para la vejiga que en el cual viene incorporado una sonda de temperatura en su extremo. [28]

d) Materiales dilatados: Actualmente uno de los más utilizados es el termómetro de tira plástica, de vidrio de mercurio y termómetros digitales, dilatación de materiales que son sensibles al calor. [29]

e) Aparatos Electrónicos: Para medir la temperatura corporal en la actualidad se usan varios tipos de transductores y tipos de sensores como termoresistencias, termocuplas, termopares que envían salidas de voltaje en forma analógica y a su vez la frecuencia y la corriente; que se conecta a dispositivos que acondicionan la salida analógica. [30]

- **Frecuencia cardíaca**

Existen diferentes maneras de tomar la frecuencia cardíaca, como puede ser el método más práctico que es colocar los dedos índice y medio que estén juntos a un centímetro de distancia de la articulación de la muñeca o también se puede utilizar de mismo modo sobre la arteria carótida que se encuentra el cuello o en el codo que se la conoce como la arteria braquial, sólo es necesario contar las pulsaciones de 10 segundos para luego esa cantidad sea multiplicada por 6 y así se dará las pulsaciones del corazón en un minuto. [31]

a) Cardiófrecuencímetro: Es un producto electrónico que mide la frecuencia cardíaca de una manera fugaz debido a un cinturón pectoral, por lo general se lo utiliza para medir la actividad del cuerpo en ejercicio físico, con la finalidad de lograr los objetivos de deportistas, también es llamado pulsómetro. [32]

b) Electrocardiograma (ECG): Este dispositivo está diseñado para revelar las corrientes eléctricas que produce el corazón en dirección y magnitud. Para generar dichas direcciones y magnitudes utiliza contactos eléctricos (electrodos) que se ubica en distintas partes del cuerpo sobre la piel, y mediante un galvanómetro calcula la corriente eléctrica que pasa por el dispositivo. [33]

c) Pulsoximetría: Concretamente este método se lo ha utilizado para medir la saturación de oxígeno en la sangre que tiene como ayuda procedimientos fotoeléctricos, este instrumento de medición se lo coloca en los dedos de la mano, del pie o en los lóbulos de la oreja, que a su vez emite luces con longitud de onda infrarroja que desde un emisor a fotodetector. Con esta comprobación dada como factor subsiguiente este sistema crea una onda de pulso que proviene del corazón a través de la fluctuación de la corriente sanguínea y permite adquirir el pulso cardíaco de una manera cierta. [34]

- **Frecuencia Respiratoria:**

Cuando se requiere medir la frecuencia respiratoria existen métodos y técnicas complicadas para medir la cantidad de oxígeno que se inspira y se expulsa de una determinada persona. El principal de las metodologías utilizadas son las mascarillas que adquieren de una manera total el flujo respiratorio que mediante unos tubos o cánulas se las envía a dispositivos electrónicos para obtener los datos de la frecuencia respiratoria. [29]

Existen otros dispositivos y métodos como medidores ultrasónicos, medidores térmicos, medidores de flujo respiratorio, medidores por turbina que son muy confiables a la hora de medir la frecuencia respiratoria. Así también los métodos de impedancia torácica, empírico, acústico y métodos electrónicos; este último usa sensores o termistores para la valorizar la frecuencia respiratoria. [35] [36]

2.2.3 Dispositivos para determinar el estrés a partir de las respuestas fisiológicas

Según un estudio hecho por la Facultad de Ingeniería Electrónica de la Universidad Distrital Francisco José de Caldas, al evaluar y medir las distintas variables fisiológicas como el cálculo de impedancia galvánico de la piel (GSR), la rigidez a nivel muscular (tensión), el sudor de la piel, volumen de la sangre (BVP), Electrocardiografía (ECG), Amilasa salival, diámetro de la pupila, se logra desarrollar sistemas que ayuden a establecer los niveles de estrés para que a su vez se pueda disminuir el impacto que el mismo pueda efectuar. [37]

2.2.4 Equipos de código abierto

Actualmente en el ámbito de las telecomunicaciones ha llegado una innovación gracias a comunidades de desarrollo a nivel global al traer a las redes de comunicación el “prodigio Linux”, que está dirigido a software de código fuente que se lo pone a libre uso, mejoras y modificación. A ser un entorno abierto las licencias reguladoras acceden a que cualquiera pueda aportar a mejoras, promoviendo la contribución a nivel mundial. Así como hay sistemas de software de código abierto (open source), existen sistemas hardware de código abierto que conjuntamente permiten la construcción de

sistemas complejos. Al utilizar estos sistemas de desarrollo son de mucha utilidad como en el caso de reducir costos como en ambientes educativos que en su mayoría de casos cuentan con recursos reducidos.

2.2.5 Fisiología del estrés

También llamado Síndrome General de Adaptación (SGA), que muestra a nivel fisiológico las contestaciones producidas por diferentes estímulos que causan estrés y socorren al cuerpo humano para adaptarse a los diferentes apremios. El estrés en su naturaleza no es pernicioso para el ser humano, sino la ausencia o el exceso del mismo; si el nivel de estrés en el adecuado es fundamental para el desarrollo de la vida, su crecimiento y conservación. Se registran tres fases del estrés o SGA. [38]

a) Fase de Alarma: Cuando se provoca un estresor se origina un estímulo de parte del organismo que pone en alarma y se baja la resistencia, en la cual se dispone para que el cuerpo humano afronte los trabajos o esfuerzos que deba enfrentar. En este momento de una manera automática e instantánea el organismo produce una serie de síntomas como la movilización de las defensas, la frecuencia cardíaca en el mayor de los casos aumenta, la frecuencia respiratoria aumenta su frecuencia, existe dilatación en las pupilas. [32] [39]

b) Fase de Adaptación o Resistencia: En esta fase el cuerpo humano desea adaptarse ante la presencia de diferentes tipos de tensión y trata de superar la amenaza. Y es en esta fase donde el ser humano puede quedarse estancado, en donde sólo quedarse en esta fase durante unas semanas o puede duran mese o incluso años, si esta etapa dura mucho tiempo la ciencia lo ha llamado estrés crónico. [38] [40]

c) Fase de Agotamiento o Colapso: Cuando se causa una provocación incesante de estrés y este viene a ser de una manera habitual, el organismo pierde la capacidad de adaptarse y por consecuencia acontecen distintas enfermedades ocasionadas por el estrés tales como: insomnio, infartos cardiacos, problemas gastrointestinales, infartos cerebrales, fatiga, patologías inmunológicas, etc. [38] [40]

2.2.6 Estrés académico

De acuerdo a lo mencionado anteriormente acerca de la reacción del estrés en el organismo en relación a su reacción de adaptación ante el estrés, también se puede reseñar que los usuarios se pueden adaptar en métodos o términos de estrés académico, estudios generalmente psicológicos donde se presenta a diferentes tipos de alumnos sometidos a estresores que provocan un desequilibrio consecuente exteriorizado en señales psicológicas y fisiológicas en el cuerpo humano. El estrés académico en la actualidad es un problema que se ha estado procurando para muchos estudios de carácter psicológicos, +pero no se han estudiado en el ámbito de las respuestas fisiológicas de estrés en la rama académica. [41] [42] De acuerdo a investigaciones realizadas el estrés académico se vincula a la enfermedad asociada a la placa bucal que induce al abandono de la higiene oral y la acumulación de la placa. [43] Por consiguiente el estrés está inmiscuido en todos los ambientes, especialmente en el ámbito educativo superior, de allí nace la necesidad de conocer el rendimiento de los estudiantes en situaciones de estrés académico. [44]

2.2.7 Raspberry pi y Arduino

Raspberry Pi es una organización con fines benéficos con su sede principal en Inglaterra la cual se ocupa de que todas las personas del mundo permitan tener fabricación digital. Esta fundación suministra unas sucesiones de computadoras compuestas por una sola placa simple de alto beneficio en la cual ayuda a resolver problemas y que nuevas personas accedan al universo digital. [45] La última versión mostrada en la *Fig 2.5* de estas mini computadoras es Raspberry Pi 3, que es la tercera generación placas creadas por la fundación, en la *Tabla 2.5*. Se muestran las siguientes características:

Tabla 2.5 Características Raspberry Pi 3 [43]

CARACTERÍSTICAS	
CPU ARMv8, 4 núcleos y 1.2 Ghz de 64 bits	LAN inalámbrica estándar 802.11n

Bluetooth 4.1	Bluetooth de bajo consumo (BLE)
4 puertos USB	40 pines Entrada/Salida de Propósito General (GPIO)
Puerto HDMI	Puerto Ethernet
Conector audio de 3.5mm mezclado con video	Interfaz de pantalla (DSI)
Interfaz de cámara (CSI)	Ranura para tarjeta micro SD
Núcleo de Gráficos 3D VideoCore IV	Compatibilidad con Pasberry Pi 1 y 2

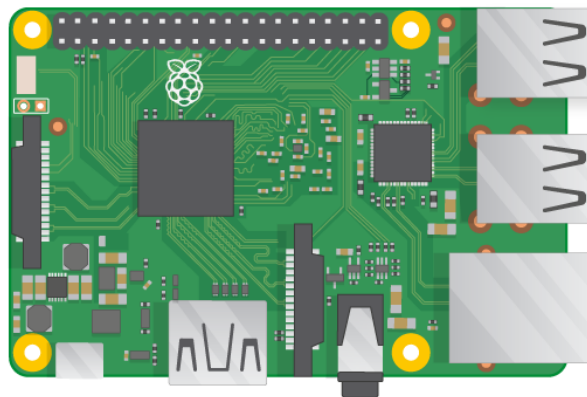


Fig 2.1 Placa Raspberry Pi 3 Model B+ [42]

Es un escenario de equipos libre (Open Hardware), establecido en una placa electrónica que tiene un microcontrolador y un medio de desarrollo, perfilado para proveer el uso de la tecnología electrónica en propósitos múltiples. También suministra un software estable en una interfaz de desarrollo que se realiza mediante códigos de programación para la plataforma arduino y el bootloader desarrollado en la placa. La característica más importante que tiene esta placa electrónica es su sencillez del software de programación y la facilidad del lenguaje de programación que cuenta. Con el cual se puede tener independencia a la hora de desarrollar aplicaciones y la capacidad de interactuar con dispositivos. Se puede controlar distintos tipos de elementos o dispositivos que emitan señales analógicas y digitales ya que cuenta con

una diversidad de sensores para el entorno, así también tiene la capacidad de reaccionar con actuadores como se indica en la *Fig 2.2* Mostrada a continuación. [46]

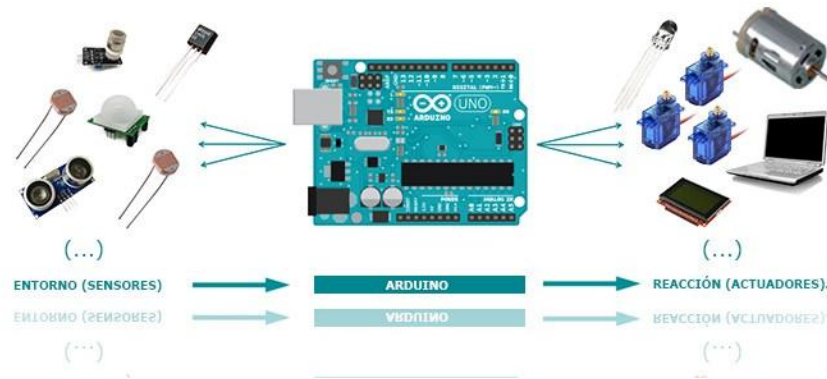


Fig 2.2 Interacción de Arduino con Sensores y Actuadores [44]

Un elemento de mucha utilidad que ha llevado al éxito a esta plataforma es que la colectividad del mundo entero ayuda en su desarrollo, compartiendo el conocimiento, y desarrollando diversas librerías que pueden ser utilizados y mejorados por quien lo necesite. [47]

2.3 PROPUESTA DE SOLUCIÓN

Con la implementación del prototipo de monitoreo de las señales vitales, se procura alertar sobre los problemas de salud producidos por inconvenientes de estrés académico, y a través del prototipo que no tomará el lugar de un médico, dar un diagnóstico del correcto o deficiente funcionamiento de las señales vitales de cada usuario, haciendo posible el control, monitoreo y uso seguido en el correcto funcionamiento del cuerpo.

CAPÍTULO III.

METODOLOGÍA

3.1 MODALIDAD DE LA INVESTIGACIÓN

La presente investigación fue aplicada (conocimientos adquiridos) porque se aplicó conocimientos acerca de electrónica, con los conocimientos adquiridos en los ciclos de estudio superior.

La presente investigación fue bibliográfica porque tuvo como principio la consulta de tecnologías actuales y la ayuda de investigaciones anteriores acerca del monitoreo del estrés académico.

La presente investigación fue de campo porque se necesitó hacer pruebas en los estudiantes sobre los cambios fisiológicos que causa el estrés académico.

3.2 POBLACIÓN Y MUESTRA

La población que estará involucrada en este tema de investigación es la parte académica de la Universidad Técnica de Ambato.

El tamaño de la muestra estará dada de acuerdo con la siguiente ecuación:

$$n = \frac{N * Z_a^2 * p * q}{d^2 * (N - 1) + Z_a^2 * p * q}$$

En donde:

N: Total de la población

p: Proporción esperada

q: 1-p

d: Precisión o error muestral deseado

Z_a: Constante que depende del nivel de confianza que se asigne. Los valores más utilizados son los siguientes:

K	1.15	1.28	1.44	1.65	1.96	2	2.58
Nivel de confianza	75%	80%	85%	90%	95%	95.5%	99%

Teniendo en cuenta la cantidad aproximada de estudiantes de séptimo, octavo y noveno semestre de la Carrera de Electrónica y Comunicaciones en la Facultad de Ingeniería en Sistemas, Electrónica e Industrial que es un total de 93 estudiantes aproximadamente.

Por consiguiente la muestra sería:

$$n = \frac{93 * 1,96^2 * (0.5)(1 - 0.5)}{0.05^2 * (93 - 1) + 1,96^2 * 0.5 * 0.5}$$
$$n = 60$$

3.3 RECOLECCIÓN DE INFORMACIÓN

La investigación realizada, se obtuvo de artículos científicos, libros, artículos de revistas científicas encontradas en la web, así como también en fuentes y bibliografías de indagaciones anteriores.

3.4 PROCESAMIENTO Y ANÁLISIS DE DATOS

La presente investigación se estableció de una manera sistemática, y asistió con el correcto progreso de la investigación propuesta y en consecuencia asiente en la comprensión de los conocimientos a través de la indagación hecha.

3.5 DESARROLLO DEL PROYECTO

De acuerdo a la investigación realizada, se procedió a cumplir una serie de etapas ordenadas que optimizarán las operaciones del proceso.

- Indagar los cambios fisiológicos que causan el estrés.

- Investigar los rangos normales fisiológicos de estrés.
- Optar por rangos normales más cercanos al estrés académico
- Buscar los aparatos electrónicos y de sensorización menos costosos
- Cotejar los aparatos electrónicos de bajo costos para el proyecto
- Seleccionar los dispositivos electrónicos más adecuados para el desarrollo del proyecto
- Simular el circuito con la tecnología deseada
- Obtener los instrumentos electrónicos a usarse en la implementación
- Tener en cuenta las características técnicas de cada dispositivo electrónico de acuerdo a su alimentación de voltaje y corriente.
- Armar el prototipo con la tecnología elegida
- Elaboración de informe final

CAPÍTULO IV

DESARROLLO DE LA PROPUESTA

INTRODUCCIÓN

El estrés académico ha representado un problema en el desempeño de los estudiantes mediante su progreso en los estudios académicos de tal manera que se dichos niveles de estrés alcanzan sus mayores grados cuando los estudiantes están cursando sus estudios superiores universitarios según estudios psicológicos. [48]

Según el estudio bibliográfico realizado en la investigación no se han elaborado dispositivos electrónicos que evalúen el nivel de estrés académico mediante señales fisiológicas que el organismo expulsa en estados de tensión, por lo que se propone un sistema electrónico de monitoreo de niveles de estrés académico, a través de un dispositivo electrónico que brinde comodidad, confiabilidad al adquirir los datos y determinar alertas en niveles de estrés académico. El proyecto se construyó con dispositivos que se pueden adquirir fácilmente en el mercado y la utilización de hardware y software libre

En el presente capítulo se realizará la propuesta del sistema electrónico de monitoreo de niveles de estrés académico, así como su desarrollo, diseño e implementación del sistema, pruebas de funcionamiento y los resultados pertinentes.

4.1 Análisis del estrés académico en los estudiantes de la facultad de ingeniería en sistemas, electrónica e industrial de la universidad técnica de Ambato.

El estrés se produce debido al cansancio mental provocado por la exigencia de un rendimiento muy superior al normal, originando diversos trastornos físicos y mentales. El estrés produce más cortisol, norepinefrina, y adrenalina, hormonas que disminuyen

las reservas de vitamina B y deprimen el sistema inmune. Por lo que el estrés eleva la frecuencia cardiaca, frecuencia respiratoria, interrumpe la digestión e interfiere con los ciclos de sueño. Donde generalmente la frecuencia cardíaca en reposo depende de cada persona, de su edad, sexo, peso y estado de salud. La frecuencia cardiaca normal en jóvenes entre 19 a 29 años varía entre 60 y 100 PPM. [49]

El manejo del estrés ha sido considerado como una problemática compleja en la vida social y profesional. Sin embargo, el estrés académico o estrés del estudiante no recibe la suficiente atención. [50]

La demanda de tiempo de estudio comparado entre la secundaria con la universidad es muy distinta por lo que se espera la presencia del estrés socio-académico en los primeros semestres de estudios universitarios; en semestres intermedios debido a la complejidad de las materias; y finalmente en los últimos semestres, se evidencia el estrés asociado a la incertidumbre de culminar la vida universitaria al tener que insertarse en el campo laboral cada vez más competitivo.

En base a lo expuesto para implementarse el prototipo en la Facultad de Ingeniería en Sistemas, Electrónica e Industrial fueron evaluados 60 estudiantes a lo largo de dos momentos temporales que diferían en la proximidad a la fecha de los exámenes: período sin exámenes y período con exámenes, ya que en este último período son donde más se estresan los estudiantes.

4.2 Desarrollo de la propuesta de solución

Se propuso e implementó un Sistema Electrónico de Monitoreo de Niveles de Estrés Académico que está constituido por los siguientes bloques que son: Adquisición de Datos, Unidad de Control, Base de datos, Dispositivos de salida y Alimentación externa, como se muestra en la *Fig.4.1*

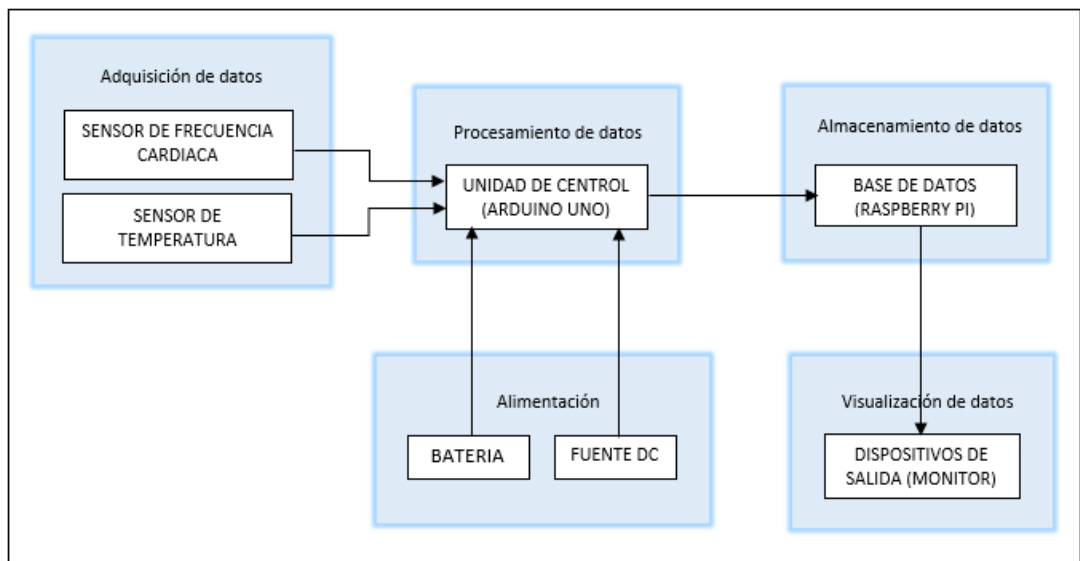


Fig 4.1 Diagrama de bloques del sistema propuesto
Elaborado por: Víctor Tomalá

A continuación, en los siguientes apartados se explica cada una de las etapas ilustradas.

4.2.1 Adquisición de datos

En la parte de adquisición de datos se encuentran los sensores de frecuencia cardíaca y temperatura que toman los valores de las variables para procesarlas en el Arduino Uno.

Sensor de frecuencia cardíaca

Es un sensor de ritmo cardíaco, posee una etapa de amplificación y filtro para el ruido, lo cual hace que su señal de salida sea confiable, estable y el consumo de corriente sea bajo.





Según el análisis comparativo entre los sensores de frecuencia cardíaca como se muestra en la *tabla 4.1*, se eligió al sensor ECG AD8232 para la realización del proyecto por sus diversas funcionalidades y características; porque es un monitor de

ritmo cardíaco en una tarjeta, es de bajo costo, rentable y se utiliza para medir la actividad eléctrica del corazón.

Esta actividad eléctrica puede ser graficada como electrocardiograma y se emite como una lectura analógica. Es un monitor de ritmo cardíaco que actúa como un amplificador operacional que ayuda obtener una clara señal de la PR y los intervalos QT fácilmente.





Está diseñado para extraer, amplificar y filtrar las pequeñas señales biopotenciales en presencia de condiciones de ruido, tales como los creados por el movimiento o colocación de los electrodos a distancia.

Tabla 4.1 Tabla comparativa para la selección de sensor de frecuencia cardiaca

Características	Sensor de pulso SEN-11574	Sensor de Pulso Amped	Medidor de pulso de ritmo cardíaco módulo de sensor de amplificador para Arduino	Sensor ECG ad8232
Dispositivo				
Tensión de funcionamiento	5V	5V	3.3 - 5v	5V
Corriente de trabajo	4mA	4 mA	800uA	4 mA
Rango de temperatura de funcionamiento	0 °C ~ 60 °C	0 °C ~ 60 °C	0 °C ~ 60 °C	0 °C ~ 70 °C
Salida	Analógica	Analógica	Analógica	Analógica

Elaborado por: Víctor Tomalá

Tabla 4.2 Tabla comparativa para la selección de sensor de temperatura

Características	Sensor de Temperatura tipo Sonda Metálica [DS18B20]	Sensor de temperatura por infrarrojo MLX90614, GY-906	Sensor de Temperatura DHT11	MAX6675 Módulo interfaz para termocupla tipo K
Dispositivo				
Tensión de funcionamiento	3.0V a 5.5V	3.0V a 5.5V	3V a 5V	3.3 a 5V
Consumo máximo de corriente	---	---	1.5 mA	1.5 mA
Rango de medición de temperatura	-55 a 125°C	-55 a 125°C	0 a 50 °C	1024 °C
Resolución	9 a 12 bits	0,02 °C	0.1°C	12 bits, 0.25 °C
Presición	±0.5°C (de -10°C a +85°C)	±0.2°C	±2.0 °C	---
Tiempo de captura	inferior a 750ms	---	---	---
Costo	\$13	\$35	\$15	\$10

Elaborado por: Víctor Tomalá

Mediante el cuadro comparativo de sensores de temperatura realizado en la *tabla 4.2* se seleccionó al sensor termocupla MAX6675 ya que este es un convertidor analógico – digital para termocuplas tipo K. Permite obtener la temperatura de una termocupla análoga, pero en salida digital.

Este módulo se encarga de amplificar, compensar y convertir a digital el voltaje generado por la termocupla. Este sensor al cumplir con las especificaciones necesarias para el proyecto y por su bajo costo fue el que se utilizó.

4.2.2 Procesamiento de datos

El microcontrolador (Arduino Uno) es el encargado del procesamiento de los datos adquiridos por los sensores. En él se ejecuta todo tipo de cálculos, procesos e

instrucciones que debe ejecutar el prototipo. Se eligió este microcontrolador para la realización de este proyecto debido a su bajo costo y al análisis comparativo mostrado en la *tabla 4.3*.

Tabla 4.3. Tabla comparativa para la selección de Arduino

Microcontrolador	ATMEL	UNO	MEGA / MEGA 2560	RASPBERRY
	AVR Atmega 168 o 328 8 bits	AVR Atmega 328 8 bits	AVR Atmega 2560 8 bits	Broadcom BCM2835
Pines digitales E/S	23	14/14	54/54	40GPIO
Pines analógicos E/S	-	6/0	16/0	-
Frecuencia	20 MHZ	16 MHZ	16 MHZ	-
Alimentación USB	3.3 V	5V	5V	5V
Memoria RAM	2 Kb	2 Kb	8 Kb	256MiB SDRAM
Memoria EEPROM	1 Kb	1 Kb	4 Kb	-
Tensión corriente pines digitales	1.8V o 5.5V 40mA	5V 40Ma	5V 40mA	3.3V 16mA
Precio	\$ 3	\$ 15	\$ 30	\$ 45

Elaborado por: Víctor Tomalá

Obtención y cálculo de frecuencia, capacitores y resistencias del filtro pasa-banda de la señal de frecuencia cardíaca.

f1 = frecuencia baja

f2 = frecuencia alta

C = capacitor

R = resistencia

C1 = 15uF

R1 = 2KΩ

C2 = 47uF

R2 = 2KΩ

$$\text{Ecuación (1) } f1 = \frac{1}{2\pi c2R2}$$

$$f1 = \frac{1}{2\pi(0.00000047)2000}$$

$$f1 = 169.399648 \text{ Hz}$$

$$f2 = \frac{1}{2\pi c1 R1}$$

$$f2 = \frac{1}{2\pi(0.00000015)2000}$$

$$f2 = 530.785563 \text{ Hz}$$

Para el cálculo de capacitores que se ocupó en el filtro pasabanda se tiene:

$$\text{Ecuación (2) } c1 = \frac{1}{2\pi R1 f2}$$

$$c1 = \frac{1}{2\pi(2000)500}$$

$$c1 = 1.59236 \times 10^{-7}$$

$$c2 = \frac{1}{2\pi R1 f2}$$

$$c2 = \frac{1}{2\pi(2000)200}$$

$$c2 = 3.98089 \times 10^{-7}$$

Adquisición y acondicionamiento de señales de frecuencia cardíaca

Para las señales analógicas adquiridas mediante Arduino se realizó un ADC (Convertor Análogo/Digital) con una resolución de 10bits. La adquisición de la señal

analógica en la interfaz de Arduino se ejecutó mediante `analogRead()` que lee el valor de un pin analógico especificado. La placa Arduino Uno tiene la capacidad de mapear voltajes de entrada de entre 0 y 5 voltios en valores enteros entre 0 y 1023. Lo que produce una resolución entre lecturas de $5V/1024$ unidades.

Conversión de las señales ADC a voltaje

Para la conversión de las señales ADC a voltaje fue necesario convertir los valores analógicos obtenidos anteriormente en digitales.

Para la conversión análogo-digital se utilizó una resolución de 10 bits para la salida digital. Esto permitió determinar el número máximo de combinaciones, dado por:

2^n , donde n es número de bits, entonces $2^{10} = 1024$ combinaciones. El dispositivo construye una relación entre la entrada y la salida dependiendo de su resolución y se la puede calcular mediante la siguiente ecuación.

$$\text{Ecuación (3) Resolución} = \frac{V_{ref}}{2^n - 1}$$

Ya obtenido el valor convertido a digital ADC, se realiza la conversión a voltaje mediante la siguiente ecuación:

$$\text{Ecuación (4) Voltaje} = \frac{\text{Valor}_{ADC} * \text{Voltaje}_{entrada}}{N_{bits_{resolución}}}$$

4.2.3 Alimentación y almacenamiento de datos

Se encarga del suministro de energía al prototipo implementado. Es posible la alimentación por medio de baterías, por términos de portabilidad, el dispositivo se alimenta con una batería de 12V que proporciona 2A o con una fuente DC de 12V que suministre la corriente antes mencionada.

Los datos procesados en la etapa de procesamiento son almacenados en una base de datos MySQL. En el proceso de almacenamiento se envían los datos procesados mediante una conexión USB desde el Arduino Uno a una Raspberry Pi3 B, la cual guarda los valores recibidos.

En el proceso de almacenamiento se ingresan datos solicitados como se muestra en la *fig 4.2*, para completar los campos con los datos del usuario para enviarlos a la base de datos y almacenarlos como se muestra en la *fig 4.3*.

Fig 4.2 Proceso de ingreso de datos de usuario
Elaborado por: Víctor Tomalá

#	Nombre	Tipo	Cotejamiento	Atributos	Nulo	Predeterminado	Comentarios	Extra	Acción
1	id	int(11)			No	Ninguna	AUTO_INCREMENT		Cambiar Eliminar Primaria Más
2	cedula	text	utf8mb4_general_ci		No	Ninguna			Cambiar Eliminar Primaria Más
3	nombre	text	utf8mb4_general_ci		No	Ninguna			Cambiar Eliminar Primaria Más
4	edad	int(3)			No	Ninguna			Cambiar Eliminar Primaria Más
5	condicion	text	utf8mb4_general_ci		No	Ninguna			Cambiar Eliminar Primaria Más
6	genero	text	utf8mb4_general_ci		No	Ninguna			Cambiar Eliminar Primaria Más
7	temperatura	float			No	Ninguna			Cambiar Eliminar Primaria Más
8	pulso	int(11)			No	Ninguna			Cambiar Eliminar Primaria Más
9	fecha	datetime			No	CURRENT_TIMESTAMP			Cambiar Eliminar Primaria Más

Fig 4.3 Almacenamiento en base de datos MySQL
Elaborado por: Víctor Tomalá

En la base de datos se tiene los campos de: id, cédula, nombre, edad, condición, género, temperatura, pulso, se almacenan los datos con la fecha y hora como en la *fig 4.4*.

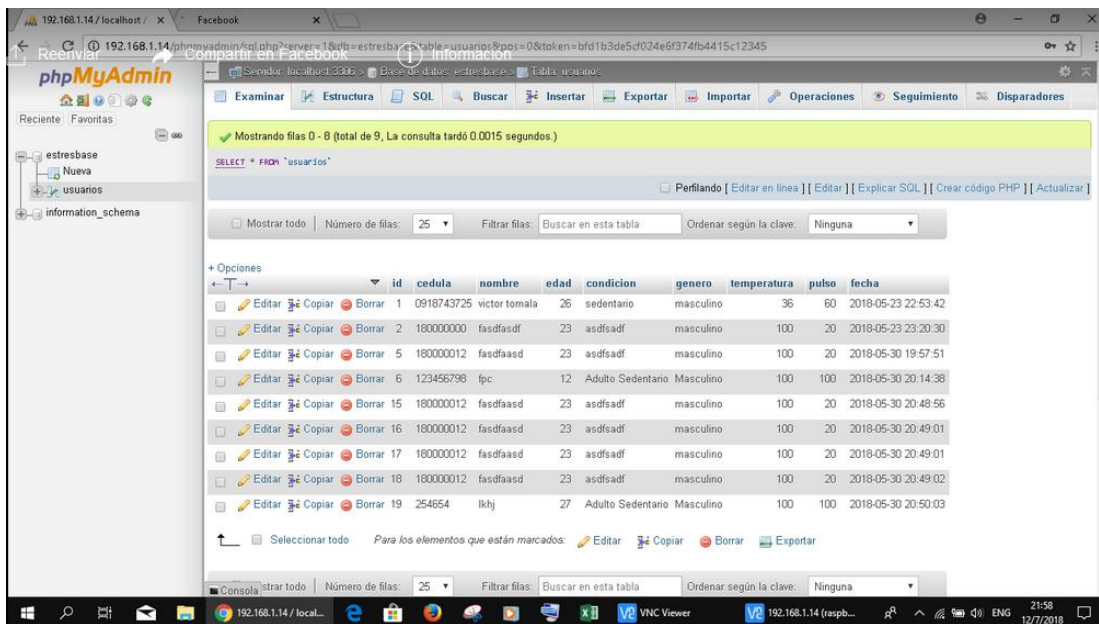


Fig 4.4 Almacenamiento en base de datos MySQL

Elaborado por: Víctor Tomalá

4.2.5 Visualización de resultados

Los datos se pueden visualizar mediante una interfaz y gráficos estadísticos diseñados en Tkinter que es la biblioteca estándar de GUI para Python. Python, cuando se combina con Tkinter, para proporcionar de manera rápida y fácil la creación de aplicaciones GUI.

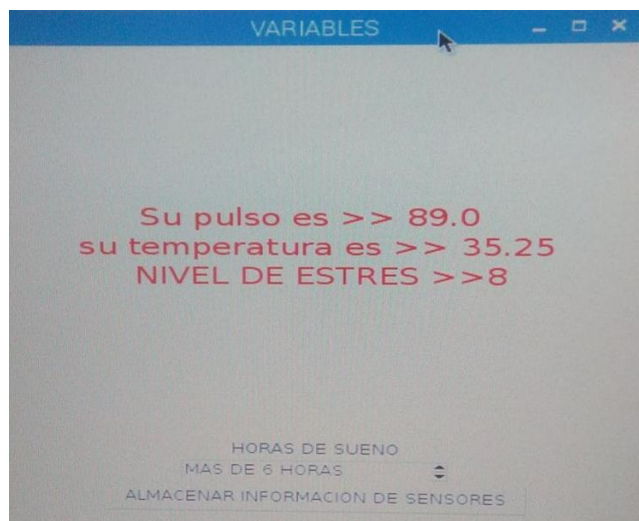


Fig 4.5 Interfaz gráfica de resultados en Tkinter Python

Elaborado por: Víctor Tomalá

4.3 Diseño e implementación del prototipo

El diseño e implementación del sistema propuesto se monitoreo los niveles de estrés académico, midiendo la frecuencia cardíaca y la temperatura corporal de los estudiantes de la Facultad de Ingeniería en Sistemas, Electrónica e Industrial en dos momentos diferentes que son períodos sin examen y minutos antes de dar un examen, para cuantificar los datos tomados y determinar los niveles de estrés académico en los estudiantes. *Fig 4.6*

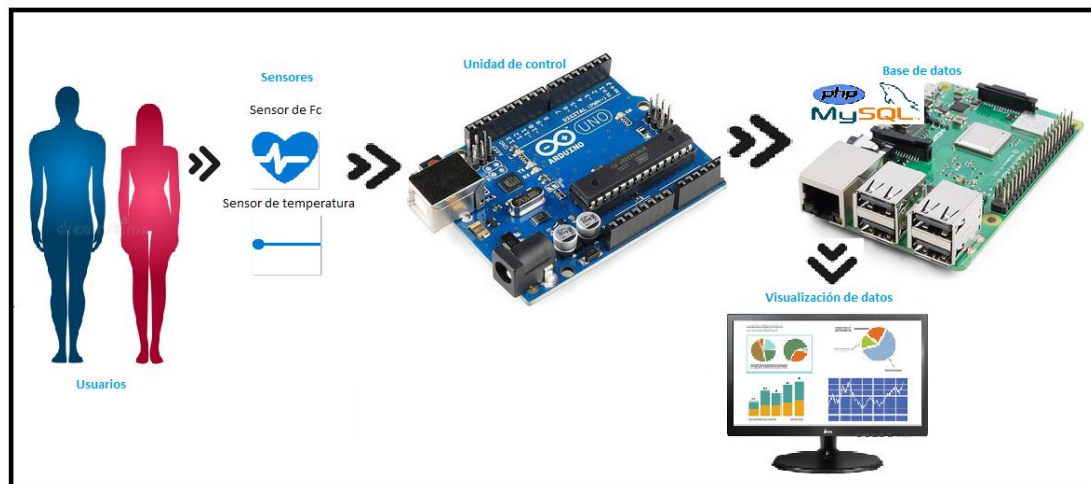


Fig 4.6. Diseño general del sistema propuesto
Elaborado por: Víctor Tomalá

Diseño electrónico del monitor de nivel de estrés académico

Los datos recolectados por los sensores de frecuencia cardíaca y temperatura son transmitidos a un microcontrolador, que se encarga de procesar la información adquirida. Los sensores se comunican con el microcontrolador a través de entradas analógicas; los datos que entran deben estar en un intervalo de $-V_{cc}$ y $+V_{cc}$.

Voltajes de entrada para Arduino

El Arduino Uno posee entradas analógicas con una resolución de 10bits, las cuales trabajan con valores de 0V a 5v. El voltaje de referencia de entrada para el diseño del acondicionador es de 5V.

Acondicionamiento de señales

Para procesar las señales recibidas de cada sensor, se debe acondicionar las señales entrantes analógicas para luego convertirlas en digitales. Los sensores adquiridos entregan 3.5V y a partir de esto incrementa de manera proporcional de acuerdo a la sensibilidad dada por el fabricante.

Calibración de sensores

Para el proceso de calibración se comparó valores obtenidos por el sensor con valores de referencia. Fue necesaria la calibración para la precisión del sensor. Para los sensores de frecuencia cardíaca y temperatura se tiene un ADC de 10 bits, por lo que se tuvo valores de 0 a 1024 al momento de cuantificar las señales analógicas.

Realizado las etapas de calibración y acondicionamiento de señales, se realizó el diseño y simulación del circuito para el filtrado de señales del prototipo en proteus se muestra en la *fig 4.7* el diagrama electrónico del filtro.

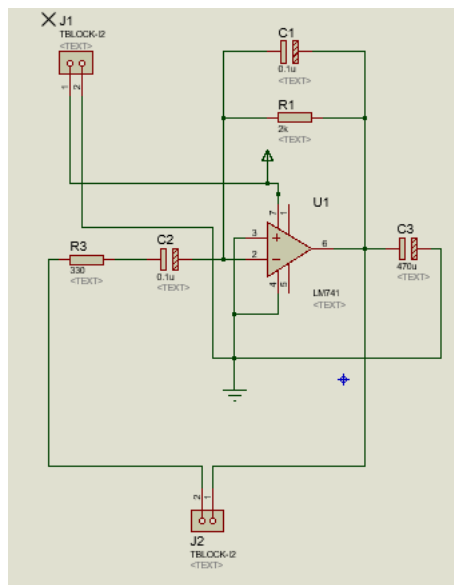


Fig 4.7. Diagrama de filtro pasabanda en proteus 8
Elaborado por: Víctor Tomalá

Procesamiento de datos

La programación se realizó en el entorno IDE de Arduino. Se necesitó configurar las entradas del microcontrolador, inicializando la comunicación USB con el servidor local que se encuentra en la Raspberry Pi3.

Los datos fueron obtenidos por los sensores de frecuencia cardíaca y temperatura, el Arduino adquiere dichos valores para su digitalización y acondicionamiento, estos son enviados a una base de datos para su almacenamiento y visualización. Una vez que los datos han sido enviados del Arduino Uno hacia la Raspberry Pi3 mediante conexión USB para la monitorización, el dispositivo vuelve a estado de selección, para una nueva medición.

El proceso de almacenamiento y visualización de datos se originó con el envío de datos por medio de la conexión USB entre un Arduino y una Raspberry, estos datos permanecen en el dispositivo hasta que se registre una nueva medida, posteriormente se da la inicialización del servidor LAMP, para que estos sean guardados en la base MySQL para su visualización y monitorización en la interfaz gráfica realizada. Siendo el diagrama de flujo del prototipo el que se muestra en la *fig 4.8*.

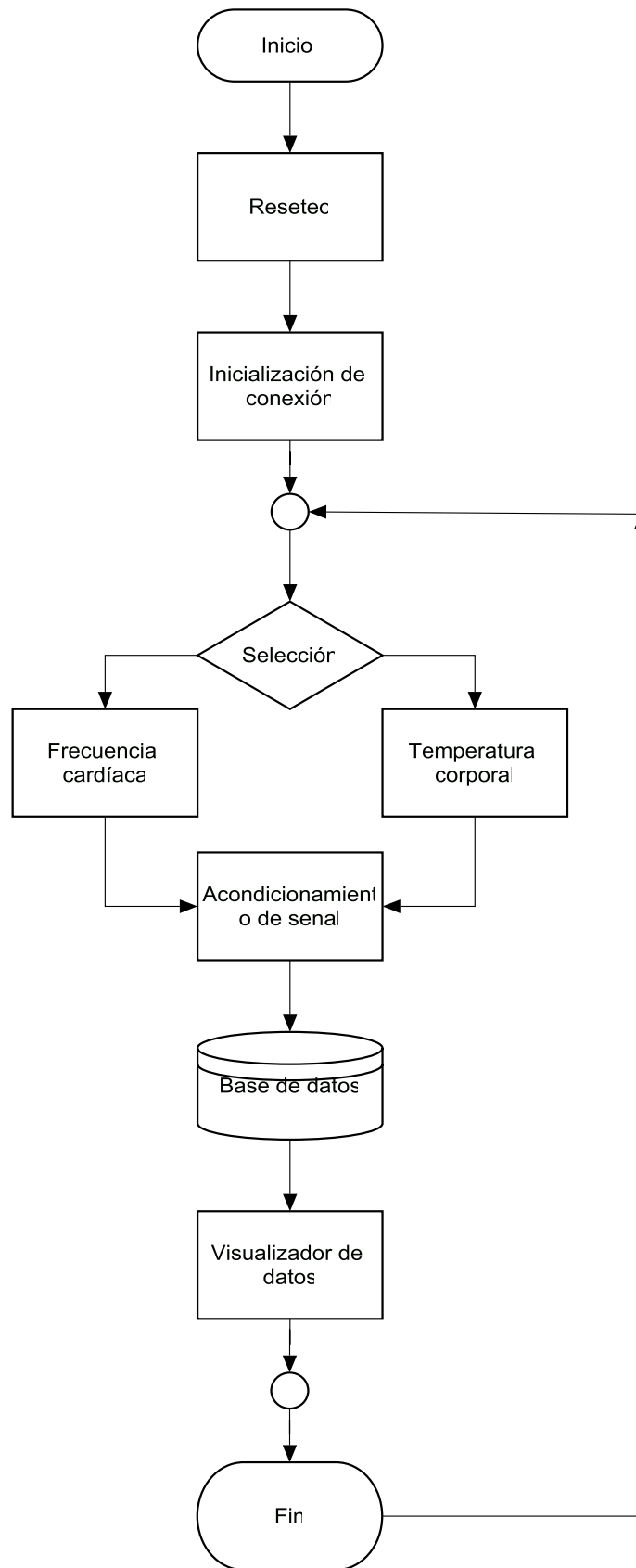


Fig 4.8. Diagrama de flujo del prototipo
Elaborado por: Víctor Tomalá

Implementación del prototipo de monitorización

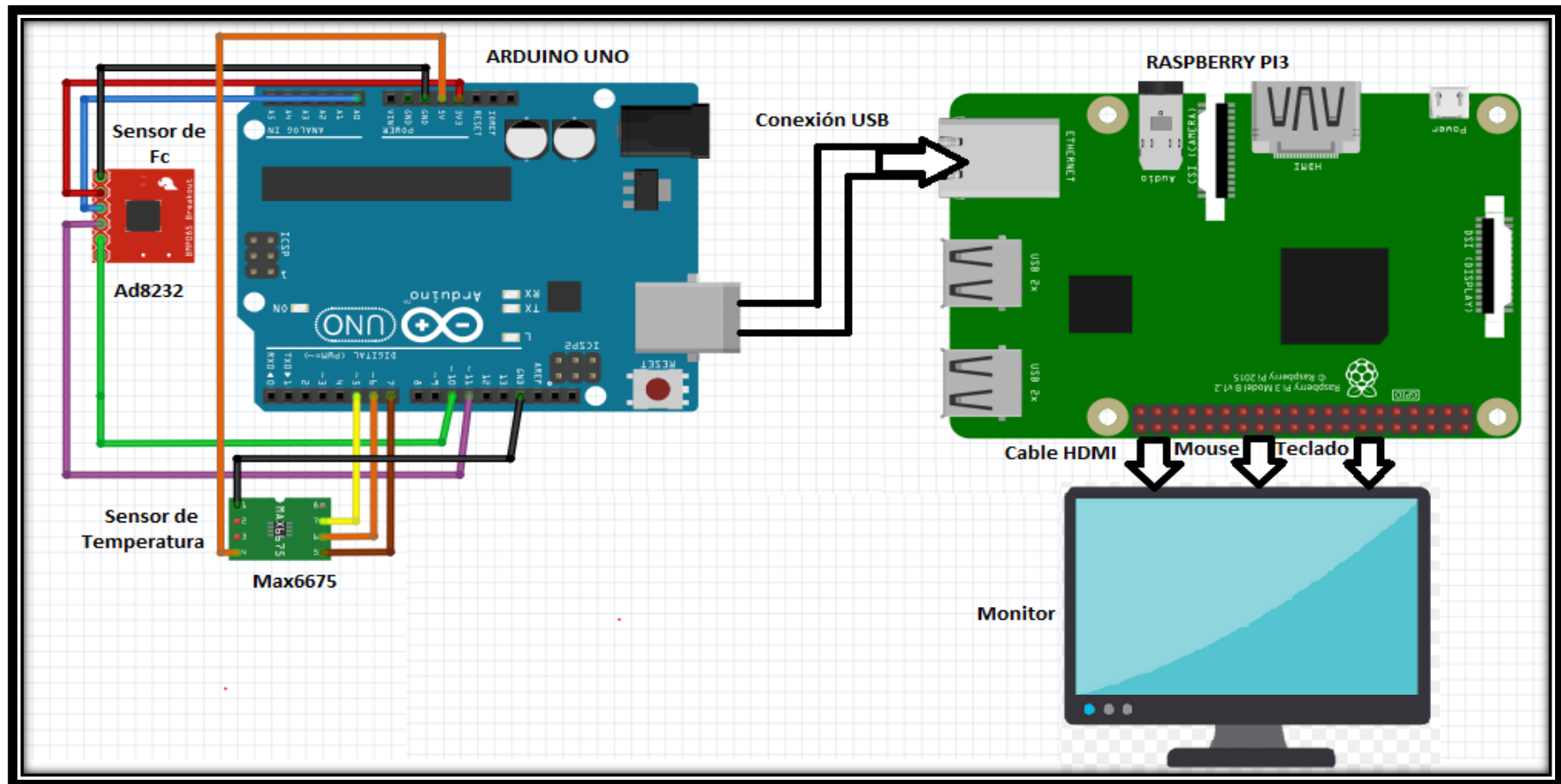


Fig 4.9. Diagrama de implementación del prototipo
Elaborado por: Víctor Tomalá

La implementación del prototipo se dio en base al diagrama electrónico desarrollado, para la grabación y conexión del arduino con la raspberry como se muestra en la *fig 4.9*, se tuvo que hacer varias pruebas de campo para verificar el funcionamiento como se muestra en la *fig 4.10*.



Fig 4.10. Pruebas de funcionamiento del prototipo
Elaborado por: Víctor Tomalá

En la *fig 4.11*, se muestra el dispositivo electrónico implementado, se encuentran conectados el sensor de frecuencia cardíaca y temperatura.



Fig 4.11. Conexión de sensor de frecuencia cardíaca y temperatura
Elaborado por: Víctor Tomalá

Para una mejor presentación del sistema se realizó una carcasa en material MDF, el cual contiene el dispositivo como se muestra en la *fig 4.12*.

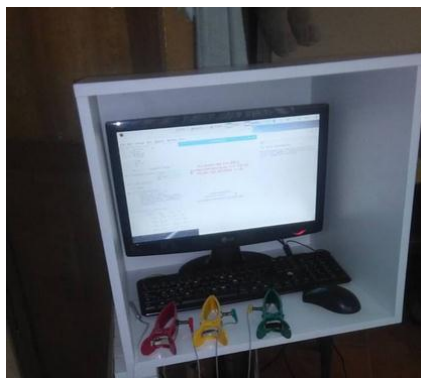


Fig 4.12. Case hecho de material MDF para el prototipo
Elaborado por: Víctor Tomalá

4.4 Pruebas de funcionamiento y análisis de resultados

Con el monitor serial de arduino se tiene los valores medidos progresivamente la frecuencia cardíaca (fc) y temperatura. Se realizó la medición de la fc y temperatura a los estudiantes de la facultad en dos momentos diferentes que fueron antes del periodo de exámenes y durante el periodo de exámenes, para el sensor de fc se colocaron los electrodos de medición en las manos y los pies, mientras que para la medición de temperatura fue en el brazo (axila) o la mano.

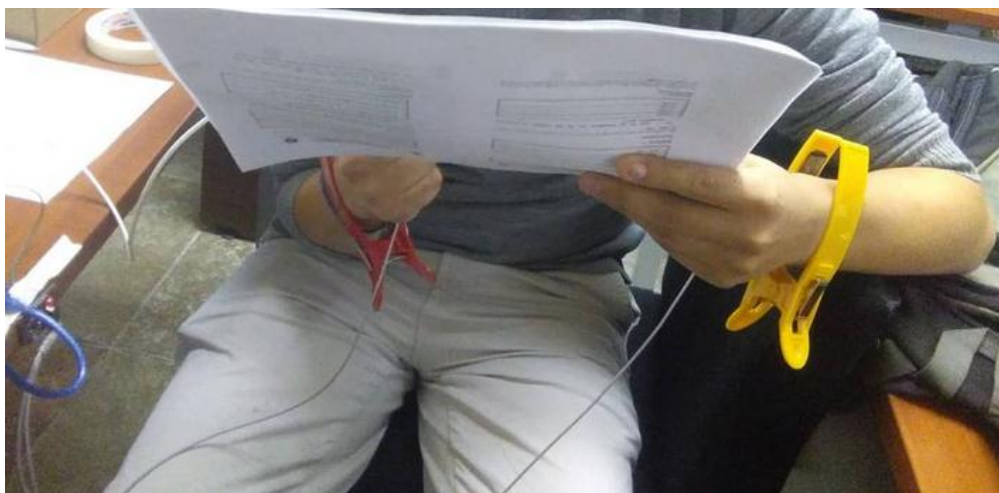
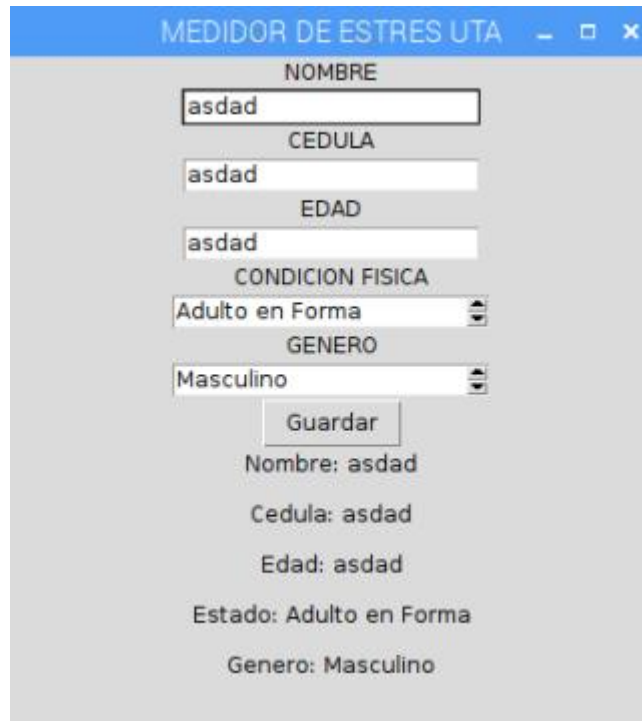


Fig 4.13. Conexión de los sensores en los usuarios
Elaborado por: Víctor Tomalá

De esta manera se realizó las mediciones a los diferentes estudiantes de la facultad para la recolección de datos.

Al comenzar el censado en los estudiantes se despliega una ventana en la que se llena los datos de nombre, cédula, edad, se elige la condición física y género, este formulario

cuenta con botón de guardar, al presionar dicho botón se despliega una segunda ventana en la que pide conectar los sensores en el usuario como se muestra en la *fig 4.14*.



MEDIDOR DE ESTRES UTA

NOMBRE
asdad

CEDULA
asdad

EDAD
asdad

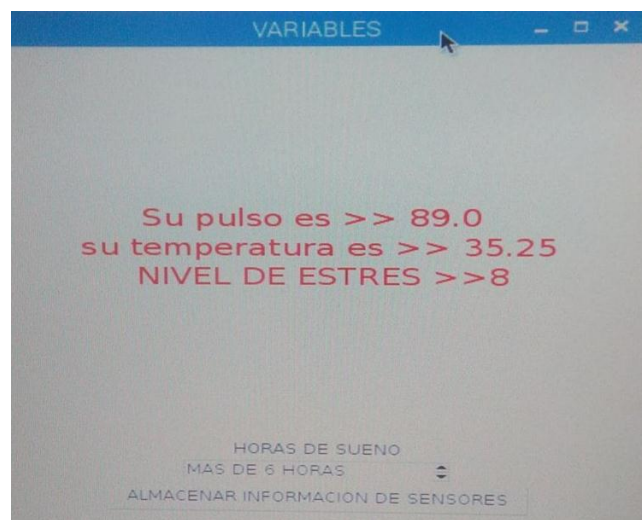
CONDICION FISICA
Adulto en Forma

GENERO
Masculino

Guardar

Nombre: asdad
Cedula: asdad
Edad: asdad
Estado: Adulto en Forma
Genero: Masculino

Fig 4.14 Ingreso de datos en los usuarios
Elaborado por: Víctor Tomalá



VARIABLES

Su pulso es >> 89.0
su temperatura es >> 35.25
NIVEL DE ESTRES >>8

HORAS DE SUENO
MAS DE 6 HORAS

ALMACENAR INFORMACION DE SENSORES

Fig 4.15 Resultado de la adquisición de los datos de frecuencia y temperatura
Elaborado por: Víctor Tomalá

Los datos se guardan en la base para ser visualizados en la siguiente interfaz gráfica.
Fig 4.15.

Análisis de resultados

Las mediciones de la fc y temperatura en rangos normales en hombres son de:

Rango	Estrés	Nivel de estrés
60 o menos	Sin estrés	1
62-68	Estrés bajo	2,3,4
70-84	Estrés aceptable	5,6,7
86 o mas	Estrés agudo	8,9,10

Tabla 4.4. Rangos normales (hombres) de frecuencia cardiaca y estrés usuarios 19 a 29 años [51]

Para mujer son de:

Rango	Estrés	Nivel de estrés
70 o menos	Sin estrés	1
72 – 76	Estrés bajo	2,3,4
78 – 94	Estrés aceptable	5,6,7
96 o mas	Estrés agudo	8,9,10

Tabla 4.5. Rangos normales (mujeres) de frecuencia cardiaca y estrés usuarios 19 a 29 años [47]

N°	Nombre	Sexo	Condicion F	F cardíaca BPM	Temperatura en C	Nivel de estrés	Período
1	Javier Chiliquinga	M	Adulto en forma	60	35,6	1	Mayo
2	Andrés Gavilanez	M	Adulto en forma	59	35,7	1	Mayo
3	Fabián Martínez	M	Adulto en forma	57	35	1	Mayo
4	Estefanía Yanez	F	Adulto en forma	58	34,9	1	Mayo
5	Elena Llososo	F	Adulto en forma	62	35,1	2	Mayo
6	Diego Andrade	M	Adulto en forma	65	35,3	3	Mayo
7	Estefani Lucero	F	Adulto en forma	63	35,5	2	Mayo
8	Alejandra Cadenas	F	Adulto en forma	66	35,9	3	Mayo
9	Erick Zambrano	M	Adulto en forma	59	35,2	1	Mayo

10	Fátima Avilés	F	Adulto en forma	61	35,4	2	Mayo
11	Cecilia Toapanta	F	Adulto en forma	60	35,6	1	Mayo
12	Rodrigo Espín	M	Adulto en forma	65	35,8	3	Mayo
13	Jhon Campana	M	Adulto en forma	62	35	2	Mayo
14	Richard Sailema	M	Adulto en forma	59	36,1	1	Mayo
15	Andrés Pacheco	M	Adulto en forma	58	35,9	1	Mayo
16	Gerardo Bayas	M	Adulto en forma	60	35,8	1	Junio
17	David Bermudez	M	Adulto en forma	63	35,4	2	Junio
18	Estalin Villagran	M	Adulto en forma	62	35,1	2	Junio
19	Gisella Bonilla	F	Adulto en forma	64	35,2	3	Junio
20	Fatima Aguilar	F	Adulto en forma	65	35,5	3	Junio
21	Lenin Dávila	M	Adulto en forma	59	35,7	1	Junio
22	Jefferson Yallico	M	Adulto en forma	60	35,9	1	Junio
23	Marco Jurado	M	Adulto en forma	61	36	1	Junio
24	Víctor Tomalá	M	Adulto en forma	64	35,8	3	Junio
25	Francisco Chango	M	Adulto en forma	62	35,5	2	Junio
26	Jessica Rosas	F	Adulto en forma	63	35,1	2	Junio
27	Gisella Bonilla	F	Adulto en forma	64	35,2	3	Junio
28	Fátima Aguilar	F	Adulto en forma	65	35,5	3	Junio
29	Lenin Dávila	M	Adulto en forma	59	35,7	1	Junio
30	Jefferson Yallico	M	Adulto en forma	60	35,9	1	Junio

Tabla 4.6 Tabla de Frecuencia cardiaca y temperatura sin exámenes (Aleatorio)

Elaborado por: Víctor Tomalá

Promedio sin examen	61,42307692	35,5
----------------------------	-------------	------

Promedio de las FC medidas en los estudiantes

n = Número de estudiantes

X = Fc medidas

$$\text{Ecuación (5) Promedio } d = \frac{X_1+X_2+X_3+X_4...X_f}{n}$$

Promedio de las Temperaturas medidas en los estudiantes

n = Número de estudiantes

T = Temperaturas medidas

$$\text{Ecuación (6) Promedio } d = \frac{T_1+T_2+T_3+T_4...T_f}{n}$$

Tabla de Frecuencia cardiaca y temperatura con exámenes

N°	Nombre	Sexo	Condicion F	F cardíaca BPM	Temperatura en C	Nivel de estrés	Período
1	Javier Chiliquinga	M	Adulto en forma	85	36,25	7	Julio
2	Andrés Gavilanez	M	Adulto en forma	80	36,75	7	Julio
3	Fabián Martínez	M	Adulto en forma	90	36	7	Julio
4	Estefanía Yanez	F	Adulto en forma	85	36	7	Julio
5	Elena Llososo	F	Adulto en forma	92	36,8	7	Julio
6	Diego Andrade	M	Adulto en forma	71	36,1	5	Julio
7	Estefani Lucero	F	Adulto en forma	78	36,2	6	Julio
8	Alejandra Cadenas	F	Adulto en forma	93	36,3	7	Julio
9	Erick Zambrano	M	Adulto en forma	74	36,2	5	Julio
10	Fátima Avilés	F	Adulto en forma	78	36,4	6	Julio
11	Cecilia Toapanta	F	Adulto en forma	67	36,25	4	Julio
12	Rodrigo Espín	M	Adulto en forma	87	36,25	7	Julio
13	Jhon Campana	M	Adulto en forma	58	36,1	4	Julio

14	Richard Sailema	M	Adulto en forma	69	36,5	5	Julio
15	Andrés Pacheco	M	Adulto en forma	62	36,4	3	Julio
16	Gerardo Bayas	M	Adulto en forma	77	36,25	7	Julio
17	David Bermudez	M	Adulto en forma	68	36	5	Julio
18	Estalín Villagran	M	Adulto en forma	81	36,3	7	Julio
19	Gisella Bonilla	F	Adulto en forma	91	36,4	7	Julio
20	Fatima Aguilar	F	Adulto en forma	98	37,2	9	Julio
21	Lenin Dávila	M	Adulto en forma	76	37,2	7	Julio
22	Jefferson Yallico	M	Adulto en forma	61	35,8	2	Julio
23	Marco Jurado	M	Adulto en forma	70	35,5	7	Julio
24	Víctor Tomalá	M	Adulto en forma	89	36,5	7	Julio
25	Francisco Chango	M	Adulto en forma	101	37,2	10	Julio
26	Jessica Rosas	F	Adulto en forma	73	36,3	7	Julio
27	Gisella Bonilla	F	Adulto en forma	91	36,4	7	Julio
28	Fatima Aguilar	F	Adulto en forma	98	37,2	9	Julio
29	Lenin Dávila	M	Adulto en forma	76	37,2	7	Julio
30	Jefferson Yallico	M	Adulto en forma	61	35,8	2	Julio

Tabla 4.7. Frecuencia cardiaca y temperatura con exámenes
Elaborado por: Víctor Tomalá

Promedio con examen	79	36,35192308
----------------------------	----	-------------

Variación de Fc y Temperatura para determinar los niveles de estrés

Variación de Fc	22,2493%
Variación de T	2,3435%

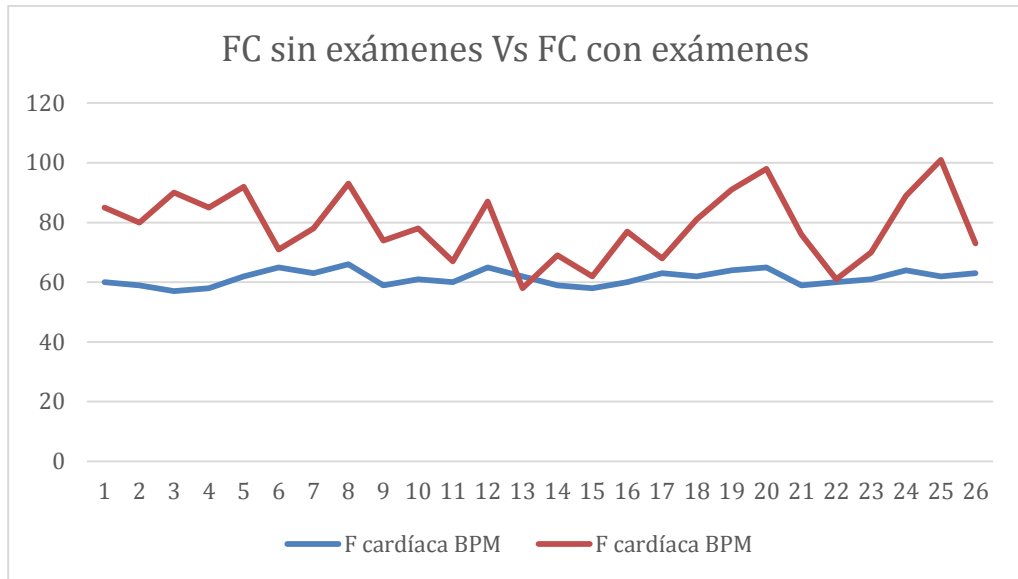


Fig 4.16. Comparación Frecuencia Cardíaca sin examen VS Frecuencia Cardíaca con examen
Elaborado por: Víctor Tomalá

Según el análisis de la *fig 4.16* de la frecuencia cardíaca de los estudiantes en una situación de tensión baja como es sin exámenes con respecto a la frecuencia cardíaca en situaciones de alta tensión académica como son los exámenes finales se puede observar un incremento significativo ya que su frecuencia cardíaca en estado normal es jóvenes entre 19 y 29 años está debajo de las 60 – 70 pulsaciones por minuto y en las situaciones de alta tensión académica (durante el examen) llegando así hasta 100 PPM.

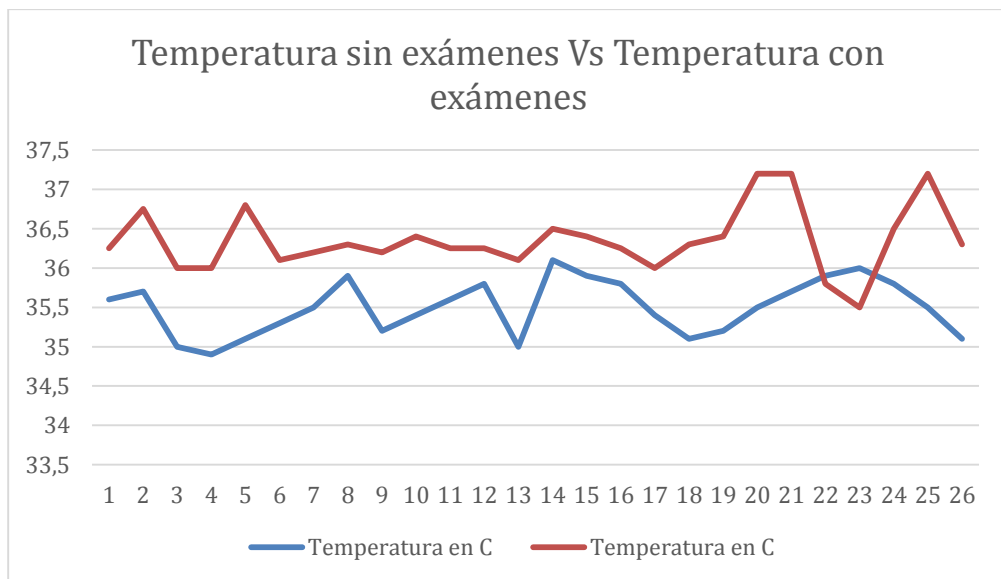


Fig 4.17 Comparación de Temperatura Corporal sin examen VS Temperatura Corporal con examen
Elaborado por: Víctor Tomalá

Según la gráfica de la *fig 4.17* temperatura corporal en estudiantes sin tensión académica con respecto a la temperatura corporal cuando están en situaciones de tensión académica, teniendo en cuenta que la temperatura corporal varía de acuerdo al msnm, temperatura ambiente, hora del día, que la temperatura corporal durante el estrés aumenta entre 0.6 y 0.9 grados, y que la temperatura corporal normal oscila entre los 36 y 36.5 °C. Se puede analizar que durante eventos que causan mucho estrés en los estudiantes como son los exámenes puede llegar a elevarse hasta 37.2 °C.

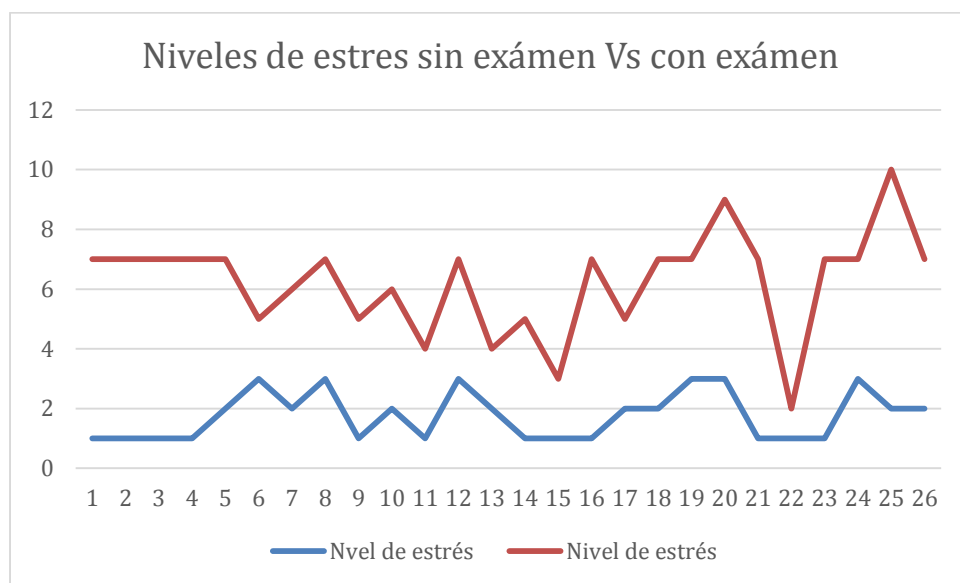


Fig 4.18. Comparación Nivel de estrés sin examen VS Nivel de estrés con examen
Elaborado por: Víctor Tomalá

Según la gráfica de la *fig 4.18* los niveles de estrés de los estudiantes en bajo nivel de tensión académica (sin exámenes, proyectos, etc) con respecto a un alto nivel de tensión académica (con exámenes, proyectos, etc), se puede observar una variación significativa, llegando así hasta un nivel de 10 con rango de 1-10, sabiendo que no se encuentra en estado crítico, sino sabiendo que estando en rangos normales de temperatura y frecuencia cardíaca llegan hasta niveles de alerta.

Variación de nivel	71,6049%
---------------------------	----------

4.5 PRESUPUESTO

4.5.1 COSTO DE HARDWARE Y SOFTWARE

Detalle	Costo(\$)
Arduino Uno + cable USB	15
Raspberry Pi 3 B + fuente 2A.	80
Sensor de FC AD8232 + cables	40
Sensor de Temperatura MAX6675	15
Materiales electrónicos	30
Case para el circuito	50
Fuente 2A externa para Arduino	30
Monitor	100
Teclado	10
Mouse	5
Cable VGA a HDMI	10
Cable VGA a VGA	10
Mano de obra	200
Total	595

Tabla 4.8. Presupuesto
Elaborado por: Víctor Tomalá

El valor de la implementación del sistema electrónico de monitoreo de niveles de estrés académico es de \$595, este precio en comparación con otros dispositivos que ofrecen un monitoreo de estrés es muy bajo, como es el Tango M2 de la empresa SunTeachMedical que tiene un valor de \$6991.25.

CAPÍTULO V.

CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES

5.1 CONCLUSIONES

- Se realizó un estudio técnico acerca de los cambios fisiológicos con relación a la frecuencia cardíaca y a la temperatura corporal en los estudiantes de octavo y noveno semestre con respecto a diferentes situaciones de estrés.
- Se investigó y se analizó sobre los niveles normales de frecuencia cardíaca y temperatura corporal en las edades más comunes de los estudiantes universitarios, lo que consintió a que podamos verificar estadísticamente las variaciones de las variables y tomar un valor de estrés académico
- Con el uso de las tecnologías de código abierto en Linux utilizando Arduino y Raspberry Pi, se logró desarrollar una interfaz a través la cual el usuario pueda medir su nivel de estrés académico.
- Se consiguió implementar el sistema propuesto, demostrando su validez, lo cual quedó evidenciado en las pruebas obtenidas y los resultados dados en el análisis estadístico de la frecuencia cardíaca y la temperatura corporal con datos tomados a los estudiantes antes, y durante situaciones de estrés académico.

5.2 RECOMENDACIONES

- Para la obtención y compra de los sensores en especial el sensor de frecuencia cardíaca se recomienda a los diseñadores revisar la correcta operatividad, ya que hay proveedores de estos sensores que no cumplen con las especificaciones y características dadas en los datasheets.
- En el momento de implementar el creador del prototipo debe analizar las corrientes de consumo de cada dispositivo a conectarse, por lo que el incorrecto nivel de corriente que consume el circuito puede afectar al correcto funcionamiento del mismo, alterando las señales enviadas o no enviando la señal o dato deseado.
- Para el correcto funcionamiento del prototipo se recomienda al proyectista conectar una fuente externa al Arduino, porque al momento de conectar los sensores de frecuencia cardíaca, temperatura y la Raspberry Pi3 no cuenta con la suficiente corriente para transmitir los datos hasta la base de datos.
- A los que estén inmersos en trabajar con tecnología electrónica “wearable” tener en cuenta que al momento de establecer las conexiones de los sensores les causa ruido; con esto se recomienda diseñar un filtro activo de señales que le ayuden a acondicionar la señal enviada, obteniendo una señal más estable y lineal.

REFERENCIAS

- [1] E. H. Y. F. Z. A. A. Caduff, «First human experiments with a novel non-invasive, non-optical,» Sciencedirect, vol. 19, n° 3, p. 9, 2003.
- [2] R. Korman, «Physiological monitoring system for a computational device of a human subject». United States Patente US7407484B2, 06 04 2001.
- [3] R. H. d. R. y. M. M.-B. Pedro Armario, «Estrés, enfermedad cardiovascular e hipertensión arterial,» ScienceDirect, n° 45.064, p. 1, 2012.
- [4] Centro Universitario de Ciencias de la Salud (México), «<http://www.cucs.udg.mx/>,» 1 octubre 2007. [En línea]. Available: http://www.cucs.udg.mx/revistas/edu_desarrollo/anteriores/7/007_Caldera.pdf . [Último acceso: 6 septiembre 2017].
- [5] Expreso, «[expreso.ec](http://www.expreso.ec/),» 1 Septiembre 2012. [En línea]. Available: http://www.expreso.ec/actualidad/en-ecuador-el-10-de-la-poblacion-tiene-estr-FEGR_3645226. [Último acceso: 6 Septiembre 2017].
- [6] C. R. D. LORENA, «PUCE,» 2016. [En línea]. Available: <http://repositorio.puce.edu.ec/bitstream/handle/22000/8882/TESIS%20DEFINITIVA.pdf?sequence=1>. [Último acceso: 15 SEPTIEMBRE 2017].
- [7] F. M. S. Manosalvas, «USFQ,» 2013. [En línea]. Available: <http://repositorio.usfq.edu.ec/bitstream/23000/2620/1/107727.pdf>. [Último acceso: 15 septiembre 2017].
- [8] F. F. S. L. L. P. L. R. F. V. Lucio Ciabattoni, «Real-time mental stress detection based on,» IEEE International Conference on Consumer Electronics (ICCE), p. 2, 2017.
- [9] C. S. Á. J. G. C. a. G. B. d. P. Alberto de Santos Sierra, «A Stress-Detection System Based on Physiological,» IEEE TRANSACTIONS ON INDUSTRIAL ELECTRONICS,, vol. 2, n° 10, p. 9, 2012.
- [10] U. o. U. Riccardo Sioni and Luca Chittaro, «Stress Detection Using Physiological Sensors,» ieee, p. 8, octubre 2015.
- [11] W. Boucsein, Electrodermal Activity, Springer, 2006.
- [12] V. ALEXANDRATOS, MOBILE REAL-TIME STRESS DETECTION, DELFT - HOLANDA: PHILIPS RESEARCH, 2014.
- [13] B. G. Z. a. A. M. Z. María Viqueira Villarejo, «A Stress Sensor Based on Galvanic Skin Response (GSR) Controlled by ZigBee,» SENSORS, vol. 1, n° 1, p. 27, 2012.
- [14] a. M. O. S. Tivatansakul, «Improvement of Emotional Healthcare System with Stress Detection from ECG Signal,» IEEE, Milan, Italy, 2015.
- [15] Diccionario de la Lengua Española, «dle.rae.es,» 5 2 2018. [En línea]. Available: <http://dle.rae.es/?id=Y2AFX5s>. [Último acceso: 2 5 2018].
- [16] Real Academia Española, «lema.rae.es,» 2 2 2005. [En línea]. Available: <http://lema.rae.es/dpd/srv/search?id=79HjiY8E1D68S0oGfe>. [Último acceso: 2 5 2018].
- [17] M. E. MEDICA, «MEDLINEPLUS,» U.S. National Library of Medicine, 26 ENERO 2017. [En línea]. Available:

- <https://medlineplus.gov/spanish/ency/article/002341.htm>. [Último acceso: 2 MAYO 2018].
- [18] H. ENCYCLOPEDIA, «UNIVERSITY OF ROCHESTER,» 2 1 2018. [En línea]. Available: <https://www.urmc.rochester.edu/encyclopedia/content.aspx?ContentTypeID=85&ContentID=P03963>. [Último acceso: 2 5 2018].
- [19] J. d. I. C. María Elena Moncada, «La actividad Electro dérmica,» Ingeniería e Investigación, vol. 31, nº 2, p. 4, 2011.
- [20] CCM SALUD, «CCM SALUD,» GROUPE FIGARO, 1 1 2013. [En línea]. Available: <https://salud.ccm.net/faq/12938-frecuencia-respiratoria-definicion>. [Último acceso: 5 MAYO 2018].
- [21] UCHICAGO MEDICINE, «HEALTH LIBRARY,» The University of Chicago Medical Center., 11 ENERO 2016. [En línea]. Available: <http://healthlibrary.uchospitals.edu/Spanish/DiseasesConditions/Adult/NonTraumatic/85,P03963>. [Último acceso: MAYO 3 2018].
- [22] M. O. A. V. A. M. M. Juliana Villegas González*, «Semiología de los signos vitales: Una,» 2012. [En línea]. Available: <http://www.redalyc.org/pdf/2738/273825390009.pdf>. [Último acceso: 28 mayo 2018].
- [23] Dräger Medical GmbH, La importancia de la temperatura corporal central, Lübeck, Alemania: Dräger Medical GmbH , 2015.
- [24] A.-E. G. AYALA, «Trastornos de la temperatura corporal,» Educación Sanitaria, vol. 1, nº 1, p. 6, 2007.
- [25] J. G. Maxton, Estimating core temperature in infants and children, GK Chaseling: Journal of Perinatology, 2016.
- [26] R. Mekjavic, Determination of oesophageal probe insertion length based, J Appl Physiol, 2012.
- [27] S. S. J. Robinson, Comparison of oesophageal, rectal, axillary, New York: J Pediatrics, 2013.
- [28] M. P. A. P. M. P. I. J. M. P. Marja-Tellervo Mäkinen, «helda.helsinki.fi,» CroosMark, 2008. [En línea]. Available: https://helda.helsinki.fi/bitstream/handle/10138/225133/1_s2.0_S1053077016003037_main.pdf?sequence=1. [Último acceso: 29 Mayo 2018].
- [29] V. S. C. F. G. Manzano Villafuerte, «Indumentaria Electrónica para el monitoreo continuo de señales vitales,» UTA], Ambato, 2016.
- [30] Facultad de Ingeniería Universidad de Buenos Aires, «FIUBA,» 5 enero 2015. [En línea]. Available: <http://laboratorios.fi.uba.ar/lscm/termometros.pdf>. [Último acceso: 30 mayo 2018].
- [31] Á. A. Pablo, «Comparación de la determinación de la frecuencia cardiaca por método auscultatorio,» REVISTA MÉDICA DE LA UNIVERSIDAD DE COSTA RICA, vol. 4, nº 1, p. 5, 2010.
- [32] MINISTERIO DE TRABAJO Y ASUNTOS SOCIALES ESPAÑA, «INSTITUTO NACIONAL DE SEGURIDAD E HIGIENE EN EL TRABAJO,» [En línea]. Available: http://www.insht.es/InshtWeb/Contenidos/Documentacion/FichasTecnicas/NT/P/Ficheros/201a300/ntp_295.pdf. [Último acceso: 30 MAYO 2018].

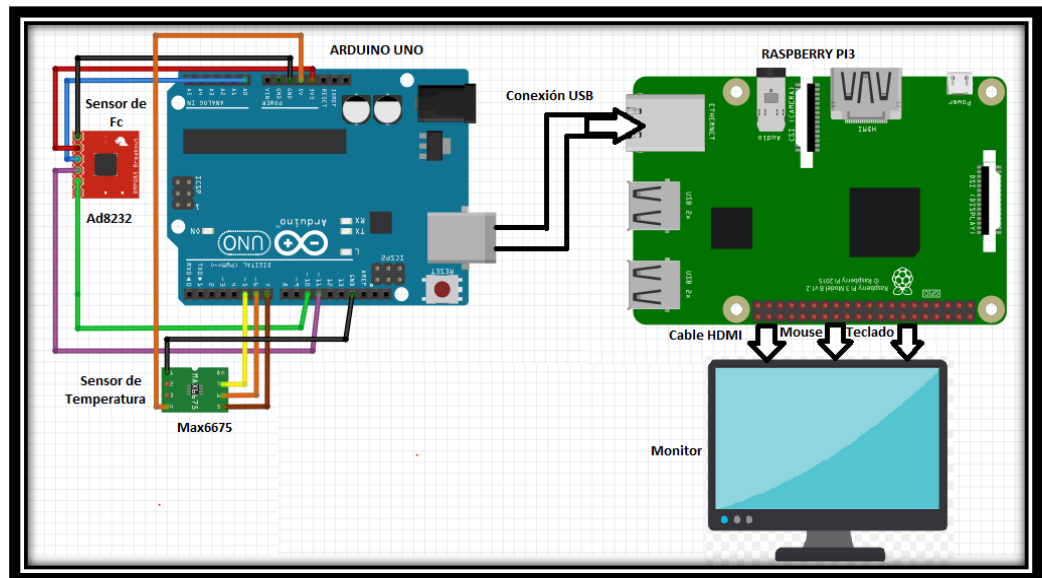
- [33] M. D. L. E. M. J. M. J. E. William Uribe, «Sociedad Interamericana de Cardiología,» 5 febrero 2017. [En línea]. Available: <http://www.siacardio.com/wp-content/uploads/2015/01/ECG-Capitulo-1-Conceptos-b-%C3%ADsicos.pdf>. [Último acceso: 30 mayo 2018].
- [34] OMS, «Organización Mundial de la Salud,» 5 mayo 2010. [En línea]. Available: <http://www.lifebox.org/wp-content/uploads/WHO-Pulse-Oximetry-Training-Manual-Final-Spanish.pdf>. [Último acceso: 6 mayo 2018].
- [35] MASIMO, «Frecuencia respiratoria acústica,» MASIMO, vol. 1, p. 2, 2016.
- [36] empréndelo, «TOMA DE FRECUENCIA RESPIRATORIA,» empréndelo, vol. 2, n° 1, p. 4, 2012.
- [37] L. G. L. H. C. Sandra M. García, REVISIÓN DE DISPOSITIVOS ELECTRÓNICOS PARA LA DETERMINACIÓN, Colombia, 2011, p. 9.
- [38] D. B. S. d. C. M. S. D.C.B., «ESTRÉS, SÍNDROME GENERAL DE ADAPTACIÓN O REACCIÓN GENERAL DE ALARMA,» revistamedicocientifica.org, vol. 1, n° 1, p. 9, 2010.
- [39] UNIVERSIDAD DE BARCELONA, «UNIVERSITAT DE BARCELONA,» 1 ENERO 2018. [En línea]. Available: http://www.ub.edu/psicologia_ambiental/unidad-4-tema-8-2-1. [Último acceso: 5 MAYO 2018].
- [40] M. C. O. Méndez, «MINISTERIO DE SALUD,» 19 nov 2014. [En línea]. Available: www.ins.gob.pe/.../Valencia%20R_Síndrome%20general%20de%20adaptación.pdf. [Último acceso: 14 mayo 2018].
- [41] S. F.-B. Claudia Toribio-Ferrer, Estrés Académico: El Enemigo Silencioso, mexico, 2016, p. 8.
- [42] I. M. M. MONZÓN, Estrés académico en estudiantes universitarios, vol. 25, sevilla, 2007, p. 14.
- [43] R. D. D. H. K. B. M. S. A. Herforth, «Biblioteca en línea de Wiley,» 2002. [En línea]. Available: <https://onlinelibrary.wiley.com/doi/abs/10.1034/j.1600-051x.2001.028005459.x>. [Último acceso: 3 octubre 2018].
- [44] y. R. M. Z. Nathaly Berrío García, «Estrés Académico,» Revista de Psicología Universidad de Antioquia, vol. 3, n° 2, p. 18, 2011.
- [45] RASPBERRY PI, «RASPBERRYPI.ORG,» 2014. [En línea]. Available: <https://www.raspberrypi.org/products/raspberry-pi-3-model-b/>. [Último acceso: 25 Mayo 2018].
- [46] ARDUINO, «ARDUINO.CC,» 2016. [En línea]. Available: <https://www.arduino.cc/en/Main/AboutUs>. [Último acceso: 28 MAYO 2018].
- [47] ARDUINO, «ARDUINO.CC,» ARDUINO, 2 MAYO 2018. [En línea]. Available: <http://playground.arduino.cc/>. [Último acceso: 29 MAYO 2018].
- [48] N. L. E. a. F. D. Vogt, «Heart Rate and Stress in a College Setting,» Plattsburgh, 12 MAYO 2005. [En línea]. Available: <https://files.eric.ed.gov/fulltext/EJ876527.pdf>. [Último acceso: 20 Julio 2018].
- [49] C.-A. G. A. M.-Z. D. A. G.-M. O. 3. A.-A. G. E. R.-D. F. H. M. E. I. N. Herrera-Covarrubias Deissy1*, «Neurobiología - Revista Electrónica,» 16 mayo 2017. [En línea]. Available: |. [Último acceso: 3 octubre 2018].

- [50] Ministerio de trabajo y asuntos sociales, «Instituto Nacional de Seguridad e Higiene en el trabajo,» 8 Noviembre 2013. [En línea]. Available: <http://www.insht.es/InshtWeb/Contenidos/Documentacion/FICHAS%20DE%20PUBLICACIONES/FONDO%20HISTORICO/DOCUMENTOS%20DIVULGATIVOS/DocDivulgativos/Fichero%20pdf/Estres%20laboral.pdf>. [Último acceso: 3 octubre 2018].
- [51] El Romeral, «El Romeral Castejón,» xxx, 23 mayo 2016. [En línea]. Available: <http://www.elromeralcastejon.com/archivos/FORMACION/LA%20FRECUENCIA%20CARDIACA.pdf>. [Último acceso: 09 07 2018].
- [52] M. O. A. V. A. M. M. Juliana Villegas González*, «Semiología de los signos vitales: Una mirada novedosa a un problema vigente,» 8 julio 2012. [En línea]. Available: <http://www.redalyc.org/pdf/2738/273825390009.pdf>. [Último acceso: 3 mayo 2018].
- [53] RASPBERRY PI, «RASPBERRY PI,» [En línea]. Available: https://www.raspberrypi.org/documentation/hardware/computemodule/datasheets/rpi_DATA_CM_1p0.pdf. [Último acceso: 5 MAYO 2018].
- [54] El Comercio, «El Comercio,» Grupo El Comercio, 27 Septiembre 2014. [En línea]. Available: <https://www.elcomercio.com/tendencias/ecuador-ostentavancescientificos-olinguito-birm.html>. [Último acceso: 2 Octubre 2018].
- [55] El Telégrafo, «El Telégrafo,» 29 Septiembre 2013. [En línea]. Available: <https://www.eltelegrafo.com.ec/noticias/sociedad/6/tecnologias-medicas-al-servicio-del-corazon>. [Último acceso: 2 octubre 2018].

ANEXOS

ANEXO A

Circuito del Sistema Electrónico de Monitoreo de Niveles de Estrés Académico



FigA1.- Diseño del sistema de monitoreo
Elaborado por: Victor Tomalá

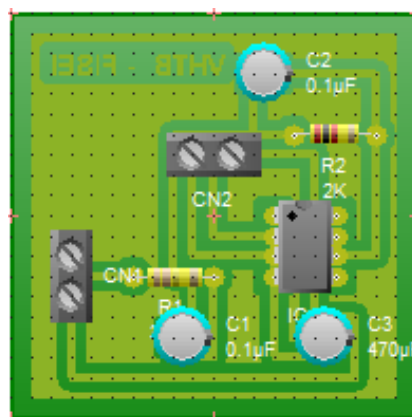


Fig A2. Diseño PCB de filtro pasa banda
Elaborado por: Victor Tomalá

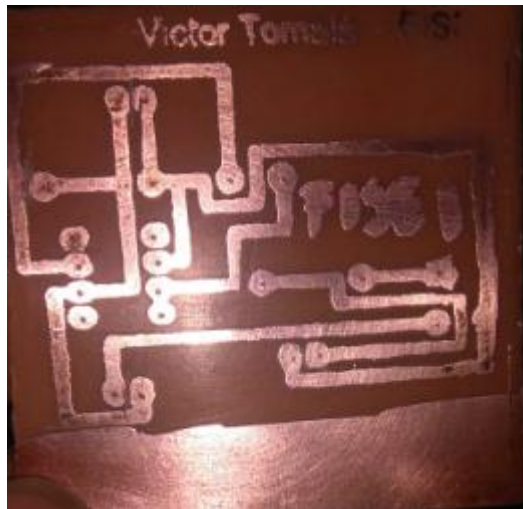


Fig A3. Construcción de placa de filtro pasa banda
Elaborado por: Victor Tomalá

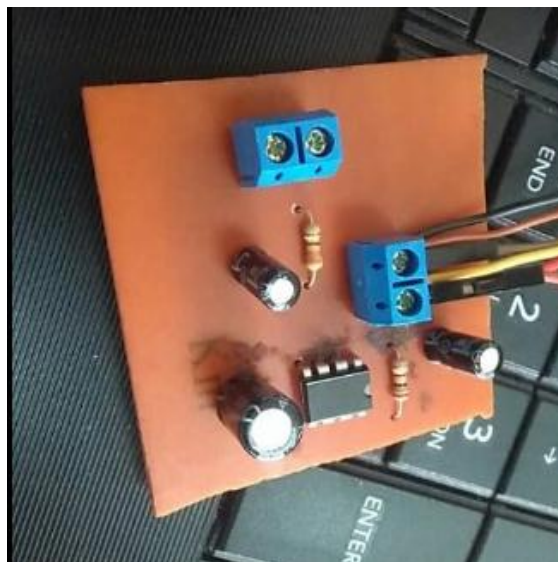
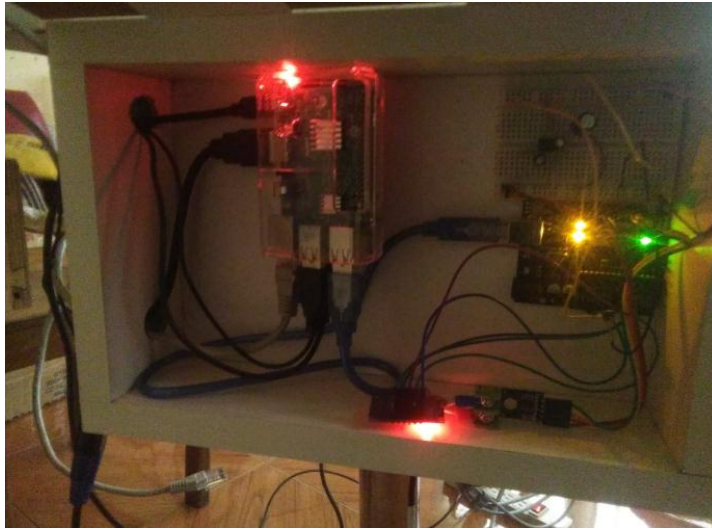


Fig A4. Filtro pasa banda
Elaborado por: Victor Tomalá



FigA5. Sistema electrónico de monitoreo conectado
Elaborado por: Victor Tomalá



FigA6. Pruebas de funcionamiento del sistema
Elaborado por: Victor Tomalá



FigA6. Sistema Electrónico de Monitoreo de Estrés Académico
Elaborado por: Victor Tomalá

ANEXO B

CÓDIGO DE PROGRAMACIÓN ARDUINO UNO

```
#include <Wire.h>
#include "max6675.h"
```

```
int thermoDO = 4;
int thermoCS = 5;
int thermoCLK = 6;
```

```
MAX6675 thermocouple(thermoCLK, thermoCS, thermoDO);
```

```
int vccPin = 3;
int gndPin = 2;
```

```
int amostragem = 4;
unsigned long tpactual,tpanterior;
boolean bloqueo;
```

```
// Variables
int pulsePin = 0;
int blinkPin = 13;
```

```

// Volatile Variables, used in the interrupt service routine!
volatile int BPM;
volatile int Signal;
volatile int IBI = 600;
volatile boolean Pulse = false;
volatile boolean QS = false;

static int outputType = 2;

unsigned int contadorlatidos;
unsigned int contadorTemperatura;
boolean leerTemperatura;

void setup()
{
  Serial.begin(9600);      // we agree to talk fast!

  pinMode(10, INPUT);
  pinMode(11, INPUT);

  pinMode(vccPin, OUTPUT); digitalWrite(vccPin, HIGH);
  pinMode(gndPin, OUTPUT); digitalWrite(gndPin, LOW);

  interruptSetup();      // sets up to read Pulse Sensor signal every 2mS
}

void loop()
{
  serialOutput();
  if (QS == true)
  {
    QS = false;
    contadorlatidos++;
  }
  delay(1000);
  if(contadorlatidos >= 60)
  {
    leerTemperatura = true;
    contadorlatidos = 0;
    cli();
  }
  if(leerTemperatura)
  {
    contadorTemperatura++;
    if(contadorTemperatura > 100)
    {
      while(true)
      {
        Serial.println(" SALIR ");
        delay(1000);
      }
    }
  }
}

void serialOutput()
{
  if(!leerTemperatura)

```

```

{
  Serial.print(contadorlatidos);
  Serial.print(" Frecuencia cardiaca: ");
  Serial.println(BPM);
}
else
{
  Serial.print(contadorTemperatura);
  Serial.print(" Temperatura corporal: ");
  Serial.println(thermocouple.readCelsius());
  delay(500);
}
}
}

```

INTERRUPCIONES

```

volatile int rate[10];          // array to hold last ten IBI values
volatile unsigned long sampleCounter = 0;    // used to determine pulse timing
volatile unsigned long lastBeatTime = 0;     // used to find IBI
volatile int P = 405;          // used to find peak in pulse wave, seeded
volatile int T = 512;          // used to find trough in pulse wave, seeded
volatile int thresh = 415;     // used to find instant moment of heart beat, seeded
volatile int amp = 0;          // used to hold amplitude of pulse waveform, seeded
volatile boolean firstBeat = true; // used to seed rate array so we startup with reasonable
BPM
volatile boolean secondBeat = false; // used to seed rate array so we startup with
reasonable BPM

```

```

void interruptSetup(){ // CHECK OUT THE Timer_Interrupt_Notes TAB FOR MORE ON
INTERRUPTS
  // Initializes Timer2 to throw an interrupt every 2mS.
  TCCR2A = 0x02; // DISABLE PWM ON DIGITAL PINS 3 AND 11, AND GO INTO
CTC MODE
  TCCR2B = 0x06; // DON'T FORCE COMPARE, 256 PRESCALER
  OCR2A = 0X7C; // SET THE TOP OF THE COUNT TO 124 FOR 500Hz SAMPLE
RATE
  TIMSK2 = 0x02; // ENABLE INTERRUPT ON MATCH BETWEEN TIMER2 AND
OCR2A
  sei(); // MAKE SURE GLOBAL INTERRUPTS ARE ENABLED
}

```

```

// THIS IS THE TIMER 2 INTERRUPT SERVICE ROUTINE.
// Timer 2 makes sure that we take a reading every 2 miliseconds
ISR(TIMER2_COMPA_vect){ // triggered when Timer2 counts to 124
  cli(); // disable interrupts while we do this
  Signal = analogRead(pulsePin); // read the Pulse Sensor
  sampleCounter += 2; // keep track of the time in mS with this variable
  int N = sampleCounter - lastBeatTime; // monitor the time since the last beat to avoid
noise

  // find the peak and trough of the pulse wave
  if(Signal < thresh && N > (IBI/5)*3){ // avoid dichrotic noise by waiting 3/5 of last IBI
    if (Signal < T){ // T is the trough
      T = Signal; // keep track of lowest point in pulse wave
    }
  }
}
}

```

```

if(Signal > thresh && Signal > P){ // thresh condition helps avoid noise
  P = Signal; // P is the peak
} // keep track of highest point in pulse wave

// NOW IT'S TIME TO LOOK FOR THE HEART BEAT
// signal surges up in value every time there is a pulse
if (N > 250){ // avoid high frequency noise
  if ( (Signal > thresh) && (Pulse == false) && (N > (IBI/5)*3) ){
    Pulse = true; // set the Pulse flag when we think there is a pulse
    digitalWrite(blinkPin,HIGH); // turn on pin 13 LED
    IBI = sampleCounter - lastBeatTime; // measure time between beats in mS
    lastBeatTime = sampleCounter; // keep track of time for next pulse

    if(secondBeat){ // if this is the second beat, if secondBeat == TRUE
      secondBeat = false; // clear secondBeat flag
      for(int i=0; i<=9; i++){ // seed the running total to get a realistic BPM at startup
        rate[i] = IBI;
      }
    }

    if(firstBeat){ // if it's the first time we found a beat, if firstBeat == TRUE
      firstBeat = false; // clear firstBeat flag
      secondBeat = true; // set the second beat flag
      sei(); // enable interrupts again
      return; // IBI value is unreliable so discard it
    }

    // keep a running total of the last 10 IBI values
    word runningTotal = 0; // clear the runningTotal variable

    for(int i=0; i<=8; i++){ // shift data in the rate array
      rate[i] = rate[i+1]; // and drop the oldest IBI value
      runningTotal += rate[i]; // add up the 9 oldest IBI values
    }

    rate[9] = IBI; // add the latest IBI to the rate array
    runningTotal += rate[9]; // add the latest IBI to runningTotal
    runningTotal /= 10; // average the last 10 IBI values
    BPM = 60000/runningTotal; // how many beats can fit into a minute? that's
BPM!
    QS = true; // set Quantified Self flag
    // QS FLAG IS NOT CLEARED INSIDE THIS ISR
  }
}

if (Signal < thresh && Pulse == true){ // when the values are going down, the beat is over
  digitalWrite(blinkPin,LOW); // turn off pin 13 LED
  Pulse = false; // reset the Pulse flag so we can do it again
  amp = P - T; // get amplitude of the pulse wave
  thresh = amp/2 + T; // set thresh at 50% of the amplitude
  P = thresh; // reset these for next time
  T = thresh;
}

if (N > 2500){ // if 2.5 seconds go by without a beat
  thresh = 530; // set thresh default
  P = 512; // set P default
  T = 512; // set T default
}

```

```

lastBeatTime = sampleCounter;    // bring the lastBeatTime up to date
firstBeat = true;                // set these to avoid noise
secondBeat = false;              // when we get the heartbeat back
}

sei();                            // enable interrupts when youre done!
} // end isr

```

CODIGO DE PYTHON EN RASPBERRY PI

```

#!/usr/bin/python
import Tkinter as tk
from Tkinter import *
import MySQLdb
import Tkinter

import time
import serial
import os

db = MySQLdb.connect(host="localhost",
                     user="estresuser",
                     passwd="raspberry",
                     db="estresbase")
cur = db.cursor()

global leer

ser = serial.Serial(
    port='/dev/ttyACM0',
    baudrate = 9600,
    parity=serial.PARITY_NONE,
    stopbits=serial.STOPBITS_ONE,
    bytesize=serial.EIGHTBITS,
    timeout=1
)

class SampleApp(tk.Tk):
    def __init__(self):
        tk.Tk.__init__(self)

        self.title("MEDIDOR DE ESTRES UTA")
        self.geometry("400x400")

        self.lbl1 = Label(self, text = "NOMBRE")
        self.lbl2 = Label(self, text = "CEDULA")
        self.lbl3 = Label(self, text = "EDAD")
        self.lbl4 = Label(self, text = "CONDICION FISICA")
        self.lbl5 = Label(self, text = "GENERO")

        self.entry1 = tk.Entry(self, text = "asdf")
        self.entry2 = tk.Entry(self, text = "asdf")
        self.entry3 = tk.Entry(self, text = "asdf")
        self.entry4 = tk.Entry(self, text = "asdf")

        self.lista = Spinbox(self, values = ("Adulto Sedentario", "Adulto en Forma"))
        self.lista1 = Spinbox(self, values = ("Masculino", "Femenino"))

        self.button = tk.Button(self, text="Guardar", command=self.on_button)

```



```

self.lbl1.pack()
self.entry1.pack()

self.lbl2.pack()
self.entry2.pack()

self.lbl3.pack()
self.entry3.pack()

self.lbl4.pack()
self.lista.pack()

self.lbl5.pack()
self.lista1.pack()

self.button.pack()
#self.button1.pack()

self.var = StringVar()
self.label = Label(self, textvariable=self.var)
self.var.set("---")
self.label.pack()

def create_window(self):
    t = tk.Toplevel(self)
    t.geometry("400x400")
    t.wm_title("VARIABLES")
    #m = tk.Label(t, text="CONECTAR LOS SENSORES EN EL USUARIO")
    self.lbl6 = Label(t, text = "HORAS DE SUENO")
    self.lista2 = Spinbox(t, values = ("MAS DE 6 HORAS", "MENOS DE 6 HORAS"))

    self.button1 = tk.Button(t, text="ALMACENAR INFORMACION DE SENSORES",
command=self.lecturaSer)
    #l.pack(side="top", fill="both", expand=True, padx=100, pady=100)
    #m.pack(side="top", fill="both", expand=True, padx=100, pady=100)

    self.varX = StringVar()
    self.labelmedidas = Label(t,fg="red", font=("Roboto", 16) ,textvariable=self.varX)
    self.varX.set("XXXXXXXXXX")
    self.labelmedidas.pack(side="top", fill="both", expand=True)

    self.lbl6.pack()
    self.lista2.pack()
    self.button1.pack()

def on_button(self):
    nombre = self.entry1.get()
    cedula = self.entry2.get()
    edad = self.entry3.get()
    estado = self.lista.get()
    genero = self.lista1.get()
    if nombre != "" and cedula != "" and edad != "":
        self.var.set("Nombre: "+nombre+"\r\nCedula: "+cedula+"\r\nEdad:
"+edad+"\r\nEstado: "+estado+"\r\nGenero: "+genero)
        petition = "INSERT INTO usuarios(cedula, nombre, edad, condicion, genero,
temperatura, pulso) VALUES (" + cedula + ",\\"" + nombre + "\", " + edad + ",\\"" + estado +
"\",\\"" + genero + "\",100,100)"

```

```

        print peticion
        #cur.execute(peticion)
        #db.commit()
        #data = cur.fetchone()
        self.create_window()
    else:
        self.var.set("INGRESAR DATOS - COMPLETAR CAMPOS")

def lecturaSer(self):
    x = ser.readline()
    print x
    if x.endswith("\n"):
        x.strip("\n")
    if x:
        x = x[:-2]
        if len(x) > 3:
            temp = x[x.find('T') + 1:x.find('F')]
            fc = x[x.find('F') + 1:]
            print "Temperatura: " + temp + " FrecuenciaC: " + fc
            cadena = "Frecuencia: " + fc + " Temperatura: " + temp
            self.varX.set(cadena)
            time.sleep(1)
        else:
            cadena = "Mal posicionamiento de sensor ECG"
            self.varX.set(cadena)

try:
    app = SampleApp()
    app.mainloop()
except KeyboardInterrupt:
    ser.close()
    print("\n\n Interrupcion por teclado")
    exit()

```

CÓDIGO RECEPTOR DE DATOS PYTHON EN RASPBERRY PI

```

import serial
import collections
from collections import Counter
import matplotlib.pyplot as plt

from scipy import signal

ser = serial.Serial(
    port='/dev/ttyACM0',
    baudrate = 9600,
    parity=serial.PARITY_NONE,
    stopbits=serial.STOPBITS_ONE,
    bytesize=serial.EIGHTBITS,
    timeout=1
)

arrEcg=[]
arrRef=[]
arrFre=[]

```

```

arrCnt=[]
lista=[]

def CountFrequency(arrFre):
    return collections.Counter(arrFre)

global indice, referencia
indice = 500

for i in range(indice):
    arrEcg.append(0)
    arrRef.append(0)
    arrFre.append(0)
    arrCnt.append(0)
    lista.append(0)

def contar_veces(elemento, lista):
    veces = 0
    for i in lista:
        if elemento == i:
            veces += 1
    return veces

def main():
    contador = 0
    while 1:
        x = ser.readline()
        print x
        if x.endswith("\n"):
            x.strip('\n')
            if x:
                x = x[:-2]
                if len(x) > 3:
                    arrEcg[contador] = x[x.find('I') + 1 : x.find('R')]
                    arrRef[contador] = x[x.find('R') + 1 : x.find('F')]
                    arrFre[contador] = x[x.find('F') + 1 : x.find('T')]
                    arrCnt[contador] = contador
                    print "almacenando",contador,',',arrFre[contador]
                #
                print 'llegando ecg: '+x
                contador += 1
                if contador > indice-1:
                    print "se ha almacenado datos con exito"
                    break
                #
                elif x.startswith('F'):
                #
                    print 'llegando frecuencia cardiaca: '+x
            else:
                print "mala posicion ECG"

    for i in arrFre:
        n = contar_veces(i, arrFre)
        #print i, " se repite ", n , "veces"

    #print arrFre
    #agregar codigo
    b = Counter(arrFre)
    freq = CountFrequency(arrFre)

    for key, value in freq.iteritems():
        key = value

```

```

Rep = str(b.most_common(1))

Rep = Rep.replace('[\'',"")
Rep = Rep.replace('\;', " ")
Rep = Rep.replace(')]', " ")
Rep = Rep.split(' ')
FC = Rep[0]
CADENA = 'Frecuencia cardiaca >> '+FC
print CADENA

plt.figure(figsize=(15,3))
ejes = plt.gca()
ejes.axes.get_yaxis().set_visible(False)
plt.suptitle('Resultado de sensor de Frecuencia Cardiaca por ECG',y=1)
plt.title(CADENA,y=0.98)
plt.plot(arrEcg)
plt.ylabel('ECG')
plt.show()

try:
    main()
except KeyboardInterrupt:
    ser.close()
    print('\n\n Interrupcion por teclado')
    exit()

```