



**ESCUELA SUPERIOR POLITÉCNICA DE CHIMBORAZO**  
**FACULTAD DE INFORMÁTICA Y ELECTRÓNICA**  
**ESCUELA DE INGENIERÍA ELECTRÓNICA EN CONTROL Y REDES**  
**INDUSTRIALES**

**“SISTEMA PARA MONITOREAR EL GRADO DE CURVATURA DE LA**  
**COLUMNA VERTEBRAL, MEDIANTE LA UTILIZACIÓN DE SENSORES**  
**IMU”**

**TRABAJO DE TITULACIÓN: DISPOSITIVO TECNOLÓGICO**  
**Para optar al Grado Académico de:**  
**INGENIERA EN ELECTRÓNICA CONTROL Y REDES**  
**INDUSTRIALES**

**AUTORA: LILIA HELENA ESPINOZA PÁEZ**

**TUTOR: ING. HENRY VALLEJO MSc.**

Riobamba – Ecuador

2017

**ESCUELA SUPERIOR POLITÉCNICA DE CHIMBORAZO**  
**FACULTAD DE INFORMÁTICA Y ELECTRÓNICA**  
**ESCUELA DE INGENIERIA ELECTRONICA EN CONTROL Y REDES**  
**INDUSTRIALES**

El Tribunal de Tesis certifica que: El trabajo de investigación: “SISTEMA PARA MONITOREAR EL GRADO DE CURVATURA DE LA COLUMNA VERTEBRAL, MEDIANTE SENSORES IMU”, de responsabilidad de la señorita Lilia Helena Espinoza Páez, ha sido minuciosamente revisado por los Miembros del Tribunal de Tesis, quedando autorizada su presentación.

<b>NOMBRE</b>	<b>FECHA</b>	<b>FIRMA</b>
Ing. Washington Luna E. <b>DECANO DE LA FACULTAD DE INFORMÁTICA Y ELECTRÓNICA</b>	.....	.....
Ing. Freddy Chávez V. <b>DIRECTOR DE LA ESCUELA DE INGENIERIA ELECTRÓNICA EN CONTROL Y REDES INDUSTRIALES</b>	.....	.....
Ing. Henry Vallejo V. <b>DIRECTOR DE TRABAJO DE TITULACIÓN</b>	.....	.....
Ing. Wilson Baldeon L. <b>MIEMBRO DEL TRIBUNAL</b>	.....	.....

**“Yo LILIA HELENA ESPINOZA PÁEZ, soy responsable de las ideas, doctrinas y resultados expuestos en este Trabajo de Titulación, y el patrimonio intelectual de la misma pertenecen a la ESCUELA SUPERIOR POLITÉCNICA DE CHIMBORAZO”**

---

**Lilia Helena Espinoza Páez**

## **AGRADECIMIENTO**

Agradezco a Dios por todo lo que ha permitido que exista en mi vida, a mis padres que nunca me han dejado sola en todo este largo y duro camino, han sido el pilar fundamental de mi vida, a mi hermano que me motiva ser mejor cada día de mi vida y al Dr. Flavio Daza que me ha ayudado con los conocimientos para el proyecto de tesis.

**Lilia**

## **DEDICATORIA**

Dedico mi trabajo y todo mi esfuerzo a mis padres por motivarme y ser mi ejemplo que seguir, ayudándome a cumplir mis metas y con todo su amor brindado me ayudan a crecer como persona y profesional. Dedico a mis abuelitos que siempre me apoyan a pesar de la distancia.

Dedico a mi hermano que me ha acompañado en momentos buenos y malos en el transcurso de mis estudios y ha sido mi motivación para ser una buena hermana.

Dedico a mi novio que ha sido mi apoyo para continuar con el trabajo de titulación.

**Lilia.**

## TABLA DE CONTENIDO

<b>INDICE DE TABLAS.....</b>	<b>viii</b>
<b>INDICE DE FIGURAS.....</b>	<b>ix</b>
<b>INDICE DE ANEXOS.....</b>	<b>xi</b>
<b>RESUMEN.....</b>	<b>xii</b>
<b>ABSTRACT.....</b>	<b>xiii</b>
<b>INTRODUCCIÓN.....</b>	<b>1</b>
<b>JUSTIFICACIÓN.....</b>	<b>4</b>
<b>OBEJETIVOS.....</b>	<b>6</b>
<b>CAPÍTULO I</b>	
<b>1 MARCO TEORICO.....</b>	<b>7</b>
<b>1.1 La columna vertebral.....</b>	<b>7</b>
<b>1.1.1 Estructura de la columna vertebral.....</b>	<b>7</b>
<b>1.1.2 Curvaturas fisiológicas de la columna vertebral en el plano sagital.....</b>	<b>8</b>
<b>1.1.3 Alteraciones de la curvatura de la columna vertebral en el plano sagital.....</b>	<b>9</b>
<b>1.2 Higiene Postural.....</b>	<b>10</b>
<b>1.3 Problemas en el Ecuador por alteraciones en la columna vertebral.....</b>	<b>11</b>
<b>1.4 Enfermedades que pueden afectar a las personas por las alteraciones de las curvaturas de la columna vertebral.....</b>	<b>12</b>
<b>1.5 Métodos que se usan para evaluar las curvaturas de la columna en el plano sagital... ..</b>	<b>12</b>
<b>1.5.1 Método subjetivo.....</b>	<b>12</b>
<b>1.5.2 Método objetivo.....</b>	<b>13</b>
<b>1.6 Características de algunos métodos de evaluación objetivos.....</b>	<b>13</b>
<b>1.7 Radiografía.....</b>	<b>13</b>
<b>1.7.1 Métodos alternativos para medir la columna dorsal y lumbar.....</b>	<b>13</b>
<b>1.7.2 Instrumentos de medición manual y electrónica.....</b>	<b>14</b>
<b>1.7.3 Goniómetro profesional.....</b>	<b>15</b>
<b>1.8 Selección de elementos para el desarrollo del proyecto.....</b>	<b>16</b>
<b>1.8.1 Sensores inerciales.....</b>	<b>17</b>
<b>1.8.1.1 Funcionamiento básico de sensores inerciales.....</b>	<b>17</b>

<b>1.8.2</b>	<b>Sensores inerciales MPU6050.....</b>	<b>18</b>
<b>1.9</b>	<b>Microcontrolador para procesamiento de datos.....</b>	<b>19</b>
<b>1.10</b>	<b>Comunicación inalámbrica (Wireless).....</b>	<b>21</b>
<b>1.11</b>	<b>Comunicación con la página web, aplicación web y el servidor web, por medio de un móvil y una PC.....</b>	<b>22</b>
<b>1.11.1</b>	<b>Servidor WampServer.....</b>	<b>22</b>
<b>1.11.2</b>	<b>PhpMyAdmin y base de datos.....</b>	<b>22</b>
<b>1.11.3</b>	<b>Comunicación Arduino hacia la base de datos phpMyAdmin.....</b>	<b>23</b>
<b>1.11.4</b>	<b>Aplicación móvil.....</b>	<b>24</b>
1.11.4.1	App Inventor.....	24
<b>1.11.5</b>	<b>Sitio web.....</b>	<b>25</b>
1.11.5.1	Dreamweaver.....	25
<b>CAPÍTULO II</b>		
<b>2</b>	<b>MARCO METODOLOGICO.....</b>	<b>27</b>
<b>2.1</b>	<b>Diseño del sistema.....</b>	<b>27</b>
<b>2.2</b>	<b>Diseño por etapas.....</b>	<b>27</b>
<b>2.3</b>	<b>HARDWARE.....</b>	<b>27</b>
<b>2.3.1</b>	<b>Analizar los espacios adecuados en la columna vertebral.....</b>	<b>28</b>
<b>2.3.2</b>	<b>Diseño y desarrollo del dispositivo.....</b>	<b>29</b>
<b>2.3.3</b>	<b>Diseño y desarrollo del circuito.....</b>	<b>31</b>
<b>2.4</b>	<b>SOFTWARE.....</b>	<b>35</b>
<b>2.4.1</b>	<b>Desarrollo de la programación del microcontrolador Lolin Nodemcu.....</b>	<b>35</b>
2.4.1.1	Inicio y declaración de variables.....	36
2.4.1.2	Lectura de los datos de los sensores inerciales.....	36
2.4.1.3	Procesamiento de datos de los sensores.....	37
2.4.1.4	Selección de datos de los sensores.....	42
2.4.1.5	Almacenamiento de datos seleccionados en una variable.....	44
2.4.1.6	Envío y almacenamiento de datos.....	44
<b>2.4.2</b>	<b>Desarrollo de la programación de la comunicación a la base de datos.....</b>	<b>46</b>
<b>2.4.3</b>	<b>Creación de página web y aplicación móvil.....</b>	<b>49</b>

### **CAPÍTULO III**

<b>3</b>	<b>MARCO DE RESULTADOS.....</b>	<b>51</b>
<b>3.1</b>	<b>Toma de datos que se obtienen del dispositivo desarrollado, calculo con el método de Cobb por medio de una radiografía y el método manual con el goniómetro pro. ....</b>	<b>51</b>
<b>3.2</b>	<b>Radiografía realizada en usuario 4 .....</b>	<b>53</b>
<b>3.2.1</b>	<b>Angulo de Cobb por medio de método radiográfico .....</b>	<b>53</b>
<b>3.3</b>	<b>Toma de datos en el usuario en las posiciones radiográficas con el prototipo desarrollado.....</b>	<b>55</b>
<b>3.4</b>	<b>Toma de datos en los usuarios en posición de bipedestación con el prototipo desarrollado.....</b>	<b>56</b>
<b>3.5</b>	<b>Análisis y validación de resultados.....</b>	<b>56</b>
<b>3.6</b>	<b>Resultados de la aplicación desarrollada en el móvil .....</b>	<b>70</b>
<b>3.7</b>	<b>Resultados de la página web .....</b>	<b>71</b>
<b>3.8</b>	<b>Autonomía del dispositivo.....</b>	<b>71</b>
<b>3.9</b>	<b>Presupuesto del proyecto de grado .....</b>	<b>72</b>
	<b>CONCLUSIONES.....</b>	<b>74</b>
	<b>RECOMENDACIONES.....</b>	<b>76</b>
	<b>BIBLIOGRAFÍA</b>	
	<b>ANEXOS</b>	



## INDICE DE TABLAS

<b>Tabla 1-1:</b> Clasificación etiológica de las curvaturas de la columna vertebral. ....	10
<b>Tabla 2-1:</b> Para las conexiones de los sensores I2C a Lolin nodemcu.....	18
<b>Tabla 3-1:</b> Direcciones I2C.....	19
<b>Tabla 1-2:</b> Detalles de confección del prototipo con sus respectivas mediciones.....	31
<b>Tabla 1-3:</b> Usuarios y características respectivas de personas mayores de edad. ....	52
<b>Tabla 2-3:</b> Características de personas que tienen problemas de curvatura. ....	52
<b>Tabla 3-3:</b> Características de los estudiantes del colegio Pensionado Americano.....	52
<b>Tabla 4-3:</b> Características de dos niños de 10 y 6 años.....	53
<b>Tabla 5-3:</b> Angulo cifosis torácica y lordosis lumbar, calculada en radiografía.....	54
<b>Tabla 6-3:</b> Datos en las posiciones radiográficas, con el prototipo en el usuario 4. ....	55
<b>Tabla 7-3:</b> Datos tomados con el goniómetro pro en la cifosis torácica, en el usuario 4.....	55
<b>Tabla 8-3:</b> Datos tomados con el goniómetro pro en la lordosis lumbar, en el usuario 4. ....	56
<b>Tabla 9-3:</b> Resultados calculados con el método de Cobb de las radiografías. ....	57
<b>Tabla 10-3:</b> Datos del prototipo y medición con G-pro, del usuario 4.....	58
<b>Tabla 11-3:</b> Datos obtenidos de los estudiantes del colegio Pensionado Americano. ....	62
<b>Tabla 12-3:</b> Datos obtenidos de dos niños. ....	63
<b>Tabla 13-3:</b> Datos obtenidos de 12 personas mayores que no presentan diagnóstico.....	63
<b>Tabla 14-3:</b> Datos obtenidos de 2 personas mayores que presentan alteraciones. ....	64
<b>Tabla 15-3:</b> Datos escogidos en los estudiantes con diferencia menor a 5 grados.....	65
<b>Tabla 16-3:</b> Datos escogidos en los estudiantes con diferencia mayor a 5 grados.....	65
<b>Tabla 17-3:</b> Datos escogidos en personas mayores con diferencia menor a 5 grados.....	66
<b>Tabla 18-3:</b> Datos escogidos en personas mayores con diferencia mayor a 5 grados.....	66
<b>Tabla 19-3:</b> Datos en dos niños de 10 y 6 años.....	67
<b>Tabla 20-3:</b> Datos en dos personas que han sido diagnosticadas alteraciones.....	67
<b>Tabla 21-3:</b> Datos de un individuo en posición de sedestación y bipedestación.. ....	67
<b>Tabla 22-3:</b> Presupuesto del prototipo. ....	72

## INDICE DE FIGURAS

<b>Figura 1.</b>	Sistema de captura de movimiento para análisis ergonómico. ....	3
<b>Figura 2.</b>	TruPosture .....	3
<b>Figura 1-1.</b>	Columna Vertebral .....	8
<b>Figura 2-1.</b>	Curvaturas de la columna vertebral.....	8
<b>Figura 3-1.</b>	Alteraciones de las curvaturas de la columna vertebral plano sagital. ....	9
<b>Figura 4-1.</b>	Curvaturas normales de la columna vertebral. ....	9
<b>Figura 5-1.</b>	Posición de sedestación incorrecta y correcta. ....	11
<b>Figura 6-1.</b>	Inclinómetros y medición de ángulos de cifosis torácica. ....	14
<b>Figura 7-1.</b>	Goniómetro estándar de 15cm.....	15
<b>Figura 8-1.</b>	G-pro medición con escoliosis. ....	16
<b>Figura 9-1.</b>	Sensor MPU6050. ....	18
<b>Figura 10-1.</b>	Fotografía tomada del dispositivo Lolin Nodemcu V3. ....	20
<b>Figura 11-1.</b>	Preferencias y dirección web para instalación de placa Lolin.....	20
<b>Figura 12-1.</b>	Primer paso para la instalación de placa Lolin Nodemcu. ....	20
<b>Figura 13-1.</b>	Instalación de la placa Lolin Nodemcu. ....	21
<b>Figura 14-1.</b>	Características de Lolin Nodemcu V3.....	21
<b>Figura 15-1.</b>	Captura del despliegue de opciones de WampServer.....	22
<b>Figura 16-1.</b>	PhpMyAdmin página principal. ....	23
<b>Figura 17-1.</b>	Notepad++ y código para conexión a la base de datos.....	24
<b>Figura 18-1.</b>	App Inventor. ....	25
<b>Figura 19-1.</b>	Página principal de Dreamweaver.....	26
<b>Figura 1-2.</b>	Diagrama del proceso del desarrollo proyecto. ....	27
<b>Figura 2-2.</b>	Partes de la columna vertebral, con sus vertebra enumeradas. ....	29
<b>Figura 3-2.</b>	Diseño y confección del dispositivo.....	30
<b>Figura 4-2.</b>	Ubicación de sensores. ....	30
<b>Figura 5-2.</b>	Dispositivo terminado. ....	31
<b>Figura 6-2.</b>	Circuito de conexion. ....	31
<b>Figura 7-2.</b>	Circuito de conexión desarrollado en Eagle.....	33
<b>Figura 8-2.</b>	Diseño de placa en Software Eagle. ....	33
<b>Figura 9-2.</b>	Fuente de alimentación. ....	33
<b>Figura 10-2.</b>	Implementación de modulo .....	37
<b>Figura 11-2.</b>	Elementos instalados en el circuito. ....	34
<b>Figura 12-2.</b>	Diseño de la caja en SolidWorks.....	34
<b>Figura 13-2.</b>	Caja e instalación de circuitos y fuente de alimentación.....	34

<b>Figura 14-2.</b> Diagrama de flujo del microcontrolador Arduino. ....	35
<b>Figura 15-2.</b> Código de lectura de 3 sensores MPU6050 con dirección 0x69. ....	36
<b>Figura 16-2.</b> Ángulos que se generan al realizar giros del MPU6050. ....	38
<b>Figura 17-2.</b> Esquema de calculo del ángulo ..... 38	38
<b>Figura 18-2.</b> Ángulos de tres sensores MPU6050..... 38	38
<b>Figura 19-2.</b> Mapeo de tres sensores MPU6050. .... 38	38
<b>Figura 20-2.</b> Método de Cobb para medir la curvatura de cifosis torácica. .... 39	39
<b>Figura 21-2.</b> Análisis para el cálculo la curvatura de cifosis torácica..... 40	40
<b>Figura 22-2.</b> Cálculo del grado de curvatura de cifosis torácica..... 41	41
<b>Figura 23-2.</b> Cálculo del grado de curvatura de la lordosis lumbar. .... 41	41
<b>Figura 24-2.</b> Ejemplo para cálculo del ángulo de inclinación del sensor MPU6050.. .... 41	41
<b>Figura 25-2.</b> Grado de curvatura hipo cifosis en radiografía lateral. .... 43	43
<b>Figura 26-2.</b> Grado de curvatura normo cifosis en radiografía lateral..... 43	43
<b>Figura 27-2.</b> Grado de curvatura hiper cifosis en radiografía lateral. .... 44	44
<b>Figura 28-2.</b> Código para conexión Lolin nodemcu y Router..... 45	45
<b>Figura 29-2.</b> Código para envió a la base de datos creada. .... 45	45
<b>Figura 30-2.</b> Código para envió de datos al móvil..... 46	46
<b>Figura 31-2.</b> Código de conexión php a la base de datos..... 46	46
<b>Figura 32-2.</b> Código para insertar datos en la base de datos creada..... 47	47
<b>Figura 33-2.</b> Servidor WampServer. .... 47	47
<b>Figura 34-2.</b> Base de datos phpmyadmin-MySQL..... 48	48
<b>Figura 35-2.</b> Configuración IPv4 del wifi del Router conectado a la laptop. .... 48	48
<b>Figura 36-2.</b> Configuración del Router D_Link..... 48	48
<b>Figura 37-2.</b> Captura de pantalla de la página web..... 49	49
<b>Figura 38-2.</b> Captura de la programación en App inventor monitoreo. .... 50	50
<b>Figura 39-2.</b> Captura de pantalla del diseño de la interfaz en App inventor..... 50	50
<b>Figura 1-3.</b> Calculo del ángulo de Cobb de lordosis lumbar en radiografía. .... 54	54
<b>Figura 2-3.</b> Calculo del ángulo de Cobb de cifosis torácica en radiografía. .... 54	54
<b>Figura 3-3.</b> Fotografía explicación del médico. .... 55	55
<b>Figura 4-3.</b> Fotografía de usuario, posición de bipedestación medición con el prototipo. .... 56	56
<b>Figura 5-3.</b> Fotografía de estudiantes del Colegio Pensionado Americano. .... 60	60
<b>Figura 6-3.</b> Fotografía de dos estudiantes, con el uso del prototipo..... 60	60
<b>Figura 7-3.</b> Fotografía de dos personas mayores, con el uso del prototipo..... 60	60
<b>Figura 8-3.</b> Fotografía de joven con alteración en la zona torácica. .... 61	61
<b>Figura 9-3.</b> Fotografía del niño de 6 años. .... 61	61
<b>Figura 10-3.</b> Fotografía en posición de sedestación.....69	69
<b>Figura 11-3.</b> Fotografía en posición de bipedestación .....69	69

<b>Figura 12-3.</b> Captura de aplicación móvil.....	70
<b>Figura 13-3.</b> Captura de pantalla de página web con muestra de datos.....	71

## **INDICE DE ANEXOS**

**ANEXO A** Código de Arduino del sistema

**ANEXO B** Código para el diseño de la aplicación móvil

Código para almacenamiento de nuevo usuario

Código para búsqueda de datos en la base de datos

Código para monitorear la curvatura y dar aviso al usuario

Visualización de las partes de la aplicación móvil

Almacenamiento de datos

Búsqueda de datos

Monitoreo de datos

Ayuda

Visualización de las partes de la página web

Almacenamiento de datos

Búsqueda de datos

Ayuda

**ANEXO C** Toma de datos a usuarios

Toma de datos con el goniómetro a usuarios

Toma de datos con el prototipo a distintos usuarios

**ANEXO D** Certificado medico

## RESUMEN

Se desarrolló, el sistema para monitorear el grado de curvatura de la columna vertebral, para el uso en sujetos que trabajan por largas horas en posición de sedestación. Se implementó un sistema de procesamiento de datos y comunicación inalámbrica, para ello se usó un módulo Lolin nodemcu para procesos de recepción y procesamiento de información que son almacenados en una base de datos generada con MySql, obtenidos por medio de 3 sensores de unidad inercial (IMU) que son colocados en una prenda diseñada para el usuario, aproximadamente en las vértebras T1-T2 (zona cifosis), T12-L1 y L4-L5 (zona lumbar). La página web y la aplicación móvil se desarrollaron para el monitoreo de las curvaturas y control del sistema, con características que permitan al usuario un uso y análisis de datos de forma correcta. Se realizó un análisis de la confianza del sistema; se obtuvieron resultados favorables para el uso del dispositivo en personas cuyas características físicas tienen las siguientes medidas: estatura entre 158 a 165 cm, medida de pecho entre 87.89 a 92.1 cm, cintura entre 74.56 a 80.13 cm y longitud de la espalda entre 42 a 43.75 cm., en donde su error de precisión es de  $2.33^\circ$  en la zona de la cifosis torácica y de  $1.88^\circ$  en la zona de la lordosis lumbar. Se concluye que el sistema desarrollado tiene la finalidad de corregir la mala higiene postural del sujeto. Además, la información puede ser almacenada para ser observada por el médico y se pueda diagnosticar alguna alteración de las curvaturas fisiológicas de la columna vertebral como son la cifosis torácica y la lordosis lumbar, es posible monitorear su proceso de recuperación. Se recomienda que el dispositivo debe ser usado sin ninguna prenda de vestir debajo de este para minorar el error de precisión que la ropa puede llegar a provocar.

**PALABRAS CLAVES:** <TECNOLOGÍA Y CIENCIAS DE LA INGENIERÍA>, <INGENIERÍA Y TECNOLOGÍA ELECTRÓNICA>, <LOLIN NODEMCU (SOFTWARE-HARWARE)>, <SENSORES DE UNIDAD INERCIAL (IMU)>, <COMUNICACIONES INLÁMBRICAS>, <CIFOSIS TORÁCICA>, <LORDOSIS LUMBAR>, <HIGIENE POSTURAL>.

## **ABSTRACT**

The system to monitor the degree of curvature of the spine was developed for applying in people who work long hours in sitting position. A data processing system of wireless communication was implemented., for this purpose, a nodemcu Lolín module for reception and processing of information was used. This module is stored in a database generated with MySQL, obtained by means of 3 inertial sensors unit (IMU) that are placed in a garment designed for the user, approximately in the vertebrae T1-T2 (kyphosis zone), T12-L1 and L4-L5 (lumbar area). The website and the mobile application were developed for monitoring the curves and controlling the system, with features that allow the user the correct use and analysis of data. An analysis of the confidence of the system was made., having positive results for the use of the Device in people whose physical characteristics are the following measures: height between 158 and 165 cm, width of chest between 87.89 and 92.1 cm, waist between 74.56 and 80.13 cm and length of the back between 42 and 43.75 cm., where its error of precision is  $2.33^\circ$  in the area of the thoracic kyphosis and  $1.88^\circ$  in the area of the lumbar lordosis. It was concluded that the system developed is intended to correct the bad postural hygiene of the person. In addition, the information can be stored up to be observed by a physician and he or she is able to diagnose any alteration of the physiological curvatures of the spine, such as thoracic kyphosis and lumbar lordosis and make it possible to monitor a recovery process. It is recommended the device to be used without any clothing inside in order to reduce the precision error that clothing may cause.

**Keywords:** <TECHNOLOGY AND ENGINEERING SCIENCES>, <ENGINEERING AND ELECTRONIC TECHNOLOGY>, <LOLÍN NODEMCU (SOFTWARE-HARDWARE)>, <INERTIAL UNIT SENSORS (IMU)>, <WIRELESS COMMUNICATIONS>, <THORACIC KYPHOSIS>, <LUMBAR LORDOSIS>, <POSTURAL HYGIENE>.

## **INTRODUCCIÓN**

El sistema desarrollado tiene el objetivo brindar un apoyo a la salud de sujetos que laboran en posición de sedestación por largos periodos de tiempo, de esta manera se ha creado un sistema que monitoree el grado de curvatura de la columna vertebral. El proyecto trata de la creación de un dispositivo, que posee elementos como son sensores inerciales que trabajan de manera que monitoreen los grados de curvatura principales de la columna vertebral que son la cifosis torácica y la lordosis lumbar. Junto con la ayuda de una red inalámbrica y un servidor web, se puede mostrar la información necesaria para poder monitorear la columna vertebral por medio de una aplicación web y una página web, mediante dispositivos como el teléfono móvil y una computadora.

Los resultados que se obtuvieron con la creación de este proyecto son los siguientes primero que el dispositivo sea eficiente y brinde una gran ayuda al usuario para proteger la columna vertebral de alteraciones que se puedan presentar en las zonas de curvatura con mayor frecuencia a tener problemas como son las zonas de la cifosis torácica y lordosis lumbar, en consecuencia, a la mala higiene postural.

El proyecto se planteó con ideas de otros dispositivos tecnológicos ya existentes en el mercado y ayudan a las personas a proteger la zona lumbar, en donde se presenta con mayor frecuencia patologías en las personas. Uno de los dispositivos en los que surgió la idea es llamado BACKBONE (Bifrost Biotech, 2016), este tiene como objetivo corregir la postura en la zona de la curvatura de la cifosis torácica y mediante un sistema de alertas que puede ser observado con ayuda del móvil.

### **Antecedentes**

Actualmente, las patologías de la espalda que son asociadas al trabajo son un importante problema en el ámbito laboral y salud pública, por ser la segunda enfermedad que provoca absentismo laboral.

Los problemas de espalda son comunes ya que el 85 % de la población a nivel mundial en algún momento de su vida los ha padecido, generando dolores leves hasta ser constantes con punzadas agudas que llegan a dificultar la realización de diferentes actividades, (20Minutos, 2017). El motivo de estos problemas es la realización de actividades que alteran su salud por la aceleración



en el área laboral, aumento de complejidad de tareas, desarrollo de actividades de larga duración en determinadas posturas, repetición de movimientos, entre otros, siendo así factores de riesgos en la salud del trabajador. Se obtuvo datos de la jefa médica en el área de traumatología, Pamela Herrera, del reporte de datos del 2012 en la Dirección de Riesgos de Trabajo del IESS, explica que estas enfermedades se relacionan con el diseño en el lugar de trabajo y las malas posturas, tanto en áreas operativas como en áreas administrativas de las empresas.

Estas enfermedades relacionadas con la gente que trabaja en el área administrativa son lumbalgia crónica, hernia discal y lumbalgia. Juntas se sumaron el 69% en el Ecuador de las enfermedades reportadas en el 2012. (El Comercio, 2014).

Para evitar tener patologías en el sistema vertebral es necesario que la persona mantenga la higiene postural mientras realiza cualquier labor como es el caso de las personas que desarrollan actividades en posición de sedestación por largas horas al día por ejemplo las secretarías, estudiantes, profesores, etc., que deben de cuidar las curvaturas de la espalda, ya que el cuerpo tiende a cambiar su postura debido al cansancio, falta de conocimientos de la ergonomía, las actividades en posiciones rutinarias, donde las posturas incorrectas son causantes de deformaciones en la columna vertebral y se desarrollan en el transcurso de las actividades.

La tecnología ha expuesto grandes avances, manifestándose con mayor fuerza en el ámbito del bienestar y cuidado de la salud. Donde la salud de las personas podrá estar mejor vigilada dando marcha a la medicina preventiva. Es así como los smartphones, tablets, smartwatch, etc., tienen una gran importancia, ya que podemos estar conectados y facilitar al médico el monitoreo y el diagnóstico de la enfermedad oportunamente. (Ramírez, 2016)

En la Universidad Politécnica Salesiana sede en Cuenca se ha desarrollado una tesis para la obtención del título de ingeniero electrónico, el tema que se desarrolló es el Diseño, construcción e implementación de un sistema de captura de movimiento para análisis ergonómico de riesgo laboral de extremidades superiores. Desarrollado por Juan Bernal. Este proyecto trata verificar la ergonomía según los movimientos de las extremidades superiores por medio de sistema de sensores IMU. (Iñiguez, 2014)

Actualmente, podemos encontrar los dispositivos denominados mHealth desarrollados para el campo de la salud con el uso de tecnologías móviles. Por ejemplo, esta mDurance que es un sistema de salud móvil que permite a cualquier persona medir la resistencia y la fatiga muscular asociada a la zona lumbar con el fin de evitar seguir sobrecargando esta zona tan sensible y prevenir futuras lesiones. Este sistema, posee una aplicación para el móvil, se procesan los datos

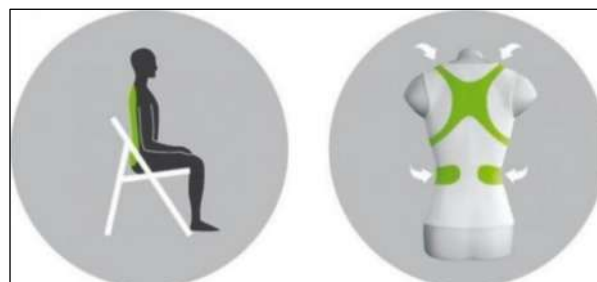
que reciben a través de dos dispositivos *wearables* que se denominan así a los dispositivos electrónicos que se colocan en el cuerpo humano e interactúan realizando una función específica, con el objetivo de monitorizar la salud, este cuenta con un sensor inercial para medir el ángulo de la espalda y un sensor de electromiograma donde se monitorice las señales eléctricas de los músculos, permitiendo al usuario ver el estado en que se encuentra su espalda y facilita al médico el control y diagnóstico del paciente. (Díaz Reyes I., 2016)

Otro equipo existente está el MoveHuman-Sensors, se muestra en la figura 1, es un sistema portátil, compuesto por un conjunto de sensores de movimiento que se colocan en puntos determinados del sujeto, y un *software* para captura y desarrolla el análisis de movimiento. Utiliza sensores de movimiento que integran sensores inerciales que proporcionan básicamente 3 grados de libertad, en concreto las 3 rotaciones en el espacio. La información generada por cada sensor es enviada mediante una conexión inalámbrica *bluetooth* a una PDA o un mini-PC que almacena los datos capturados.(R. Hueso Calvo y Marín Zurdo J, 2012)



**Figura 1.** Sistema de captura de movimiento para análisis ergonómico.  
Fuente: (MAPFRE, 2011)

Para corregir la postura y evitar dolores de espalda se ha creado c, que se muestra en la figura 2, es una camiseta inteligente lo que produce que la columna vertebral esté equilibrada con la ayuda de múltiples sensores integrados. Se puede sincronizar con el teléfono móvil Android o iOS a través de una aplicación que permite ver notificaciones de las posturas adoptadas y el seguimiento de las mismas. Funciona de forma independiente mediante el envío de vibraciones cuando la postura es inadecuada ayudando a corregirla. (Corporewear, 2014).



**Figura 2.** TruPosture  
Fuente: (Corporewear, 2014)

## JUSTIFICACION

La columna vertebral cumple la función de proteger la medula espinal, por este motivo es importante, mantener una buena alineación de la columna vertebral quien determina el correcto funcionamiento del sistema nervioso.

La columna vertebral tiene tres tipos de curvas:

- La cifosis es la curva que se encuentra hacia afuera de la columna dorsal, se la puede ver al nivel de las costillas.
- La lordótica es la curva hacia adentro de la parte lumbar de la columna.
- La escolióticas es la curvatura hacia los lados de la columna, la cual siempre es anormal.

Donde la evaluación y alineación de estas curvas de la columna vertebral, es importante, existiendo métodos matemáticos que usan los médicos para medir las alteraciones posturales de la columna vertebral, de esta manera miden el aumento del ángulo de curvatura que se puede producir en el sistema vertebral, dando así complicaciones a nivel musculoesquelético y articular. Por tal motivo los ángulos de curvatura de la columna vertebral son importantes para realizar el diagnóstico correspondiente.

Las deformidades angulares o irregulares están caracterizadas por la existencia de un cambio brusco de dirección de la deformidad, que está muy localizado y que implica la angulación de uno, dos o tres segmentos consecutivos. Las deformidades angulares son patológicas y conllevan riesgo de establecer una compresión medular, ya sea por la inestabilidad generada en el raquis o por la propia angulación. (Rodríguez, 2011)

Además, se obtuvo información de la jefa médica en el área de traumatología, Pamela Herrera, del reporte de datos del 2012 en la Dirección de Riesgos de Trabajo del IESS, explica que estas enfermedades se relacionan con el diseño en el lugar de trabajo y las malas posturas, tanto en áreas operativas como en áreas administrativas de las empresas. Siendo estas enfermedades relacionadas con la gente que trabaja en el área administrativa como son lumbalgia crónica, hernia discal y lumbalgia. Juntas se sumaron el 69% en el Ecuador de las enfermedades reportadas en el 2012.

La realización de este trabajo conlleva beneficios a la salud, junto con la ayuda de un médico especialista se podrá desarrollar un sistema básico autónomo que sea capaz de brindar la información que necesita para el diagnóstico de las desviaciones angulares de las curvaturas de la columna; y a la vez, beneficiara a las personas por medio de una aplicación móvil, a estar conscientes de posibles problemas que se pueden generar, mismos que son desconocidos por

diversos motivos. Con esto se podrá prevenir que alguna enfermedad se presente y pueda seguir avanzando, dando un correctivo a tiempo y evitando que llegue a ser irreversible.

## **OBEJETIVOS**

### **Objetivo General**

Diseñar y construir un sistema para monitorear el grado de curvatura de la columna vertebral, mediante la utilización de sensores IMU.

### **Objetivos Específicos**

- Analizar los espacios adecuados en la columna vertebral, que deberán ocupar los sensores para monitorear los grados de curvatura de la columna vertebral.
- Calibrar los sensores para obtener grados de forma que puedan compararse los valores medidos por los sensores IMU, con los valores de referencia que debería medir en la posición ideal.
- Procesar los datos adquiridos por los sensores para enviar la información de los grados de curvatura de la columna vertebral, que requiere el médico para el posterior diagnóstico.
- Transmitir por medio de internet la información requerida por el medico a una interfaz gráfica.
- Evaluar la confianza del funcionamiento del sistema y analizar los resultados mediante un periodo de prueba, a personas en posición de sedestación.

# CAPÍTULO I

## 1 MARCO TEORICO

### 1.1 La columna vertebral

En el capítulo se establece la parte teórica necesaria, para el estudio de la problemática planteada, en la que encontramos los problemas de salud de la columna vertebral en personas que desarrollan trabajos en posición de sedestación a consecuencia de la mala higiene postural. Con el sistema que se implementa busca prevenir y corregir las alteraciones que se producen en la columna vertebral.

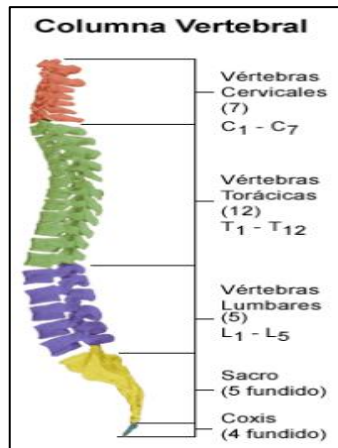
La columna vertebral está formada principalmente de vértebras, discos y la médula espinal. Actúa como canal de comunicación para el cerebro; los mensajes nerviosos son transmitidos y recibidos a través de la médula espinal.

Cuando ocurre una lesión en la médula espinal, el flujo de información desde ese punto hacia abajo se interrumpe. Esto obstaculiza las instrucciones de mando que viajan hacia los brazos, piernas y otras partes del cuerpo impidiendo al individuo moverse, a veces dificulta la respiración y obstruye o detiene cualquier sensación o tacto. (Aclifim, 2016)

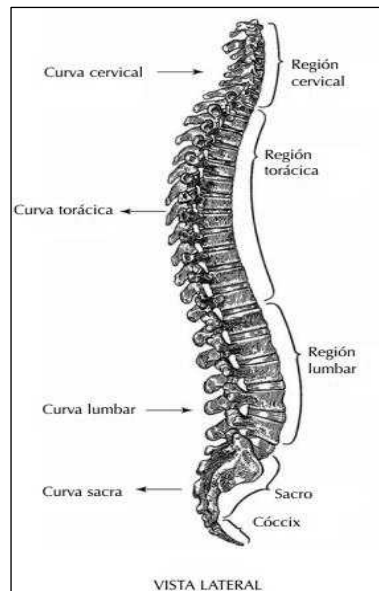
#### *1.1.1 Estructura de la columna vertebral*

La estructura de la columna vertebral consta de 33 a 34 vértebras, conformando una estructura flexible que tiene la capacidad de tomar una posición y dar resistencia necesaria para la locomoción y realización de actividades en el ser humano. Los requisitos que posee del raquis son la rigidez y la flexibilidad.

En la figura 1-1 y 2-1 se muestran como está dividida la columna vertebral según el número de vértebras, sus curvaturas y sus respectivas ubicaciones.



**Figura 1-1.** Columna Vertebral  
**Fuente:** (Sinche, 2014)



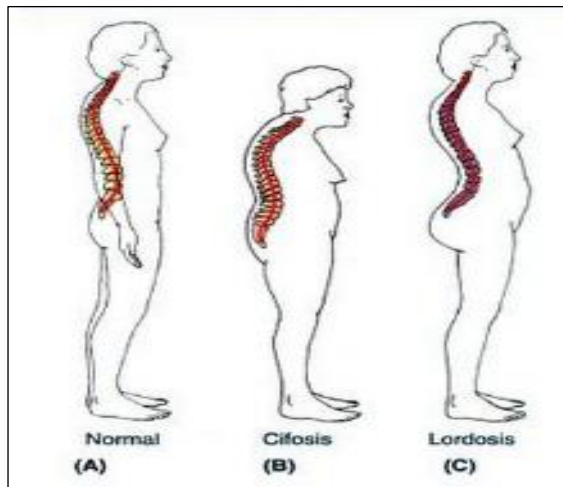
**Figura 2-1.** Curvaturas de la columna vertebral.  
**Fuente:** (Liemohn, 2005 p. 4)

Cada una de las zonas de la columna vertebral es más móvil en algún plano, dando como resultados movimientos como: flexión, extensión y rotación. (Amici, 2013)

### **1.1.2 Curvaturas fisiológicas de la columna vertebral en el plano sagital**

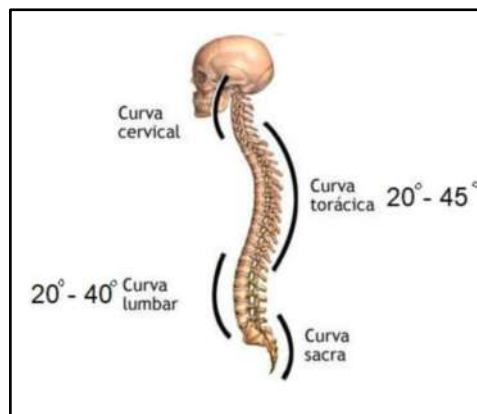
Las curvaturas de la columna vertebral son importantes, ya que tienen relación con diversas patologías y son indicadoras de salud. Entre los factores que son relevantes de las curvaturas podemos conocer el género, la edad y la masa corporal que presenta el individuo y que influyen en las curvaturas de la columna vertebral, en especial en el plano sagital o también conocido como dorsal que va a ser de estudio, como son la cifosis torácica y la lordosis lumbar. Ambas son relevantes en los cambios posturales por lo que son consideradas fundamentales a la hora de

realizar un diagnóstico fisiológico, ergonómico o clínico de la columna vertebral. (Lang Tapia, 2011)



**Figura 3-1.** Alteraciones de las curvaturas de la columna vertebral plano sagital.

**Fuente:** L. Moore y F. Dalley. Anatomía con orientación clínica. 5ta Edición, Editorial: Medica panamericana.



**Figura 4-1.** Curvaturas normales de la columna vertebral.

**Fuente:** (iKnowledge, 2015)

### ***1.1.3 Alteraciones de la curvatura de la columna vertebral en el plano sagital***

Las alteraciones en el raquis en el plano sagital se pueden mostrar las curvaturas fisiológicas con angulaciones que varían en amplios márgenes de normalidad. Pero si superan estos márgenes son consideradas como deformidades del raquis. (Rodríguez, 2014a: pág. 2)

Estas desviaciones o alteraciones se pueden presentar por incremento, disminución, abolición e incluso inversión de la curvatura de la columna vertebral. Donde en su mayoría se presentan por la naturaleza postural o también conocidas por actitudes posturales, en consecuencia, no existe



alteración ósea por lo que pueden ser corregidas espontáneamente por el sujeto. (Rodríguez, 2014b: pág. 2)

**Tabla 1-1:** Clasificación etiológica de las curvaturas de la columna vertebral.

<b>CIFOSIS TORÁCICA</b>	<b>LORDOSIS LUMBAR</b>
Postural	Postural
Traumática	Congénita
Congénita	Neuromuscular
Metabólicas	Después de la minectomia
Posquirúrgica	Secundaria a la contractura en flexión de cadera
Otras	Otras

Realizado por: Lilia H. Espinoza P. 2017

Las alteraciones que se dan en las curvaturas de la columna vertebral en las zonas de la cifosis torácica y lordosis lumbar se deben a aumento o disminución de las curvaturas fisiológicas y la mayoría son de naturaleza postural, donde no existe alteración estructural ósea y por tal motivo pueden ser corregidas espontáneamente por el individuo. (Garcia, 2011, pág. 2)

## **1.2 Higiene Postural**

La higiene postural afecta a la salud de la columna vertebral, dando molestias en la espalda que son consecuencias de los inadecuados hábitos posturales o alteraciones en las curvaturas raquídeas fisiológicas.

Estar en una posición de sedestación durante largos periodos de tiempo como en trabajos de oficina, ha dado inicio a estudios de ergonomía laboral para proteger la salud del empleado y prevenir posibles enfermedades.

La definición de postura fisiológica correcta es la que no es fatigante ni dolorosa, no altera el equilibrio, ni la movilidad de la persona.

En el ser humano tenemos tres tipos de posturas conocidas como: bipedestación, sedestación y decúbito. En el presente trabajo se analizará la postura de sedestación ya que mala higiene en el trabajo de oficina puede perjudicar tanto a su salud como en el desarrollo y trabajo eficiente para la empresa.

Sedestación o también conocida como posición de sentado, es una posición de poco gasto de energía para la persona. Existen tres variantes como son:

Sedestación intermedia: donde el centro de gravedad se encuentra por encima de las tuberosidades isquiáticas y el peso corporal se trasmite a los pies en un 25%.

Sedestación anterior: el centro de gravedad se sitúa por delante de las tuberosidades isquiáticas mediante la cifosis de la columna vertebral y de la pelvis. El peso corporal se trasmite a los pies más del 25%, esta posición es la que se adopta al trabajar.

Sedestación posterior: el centro de gravedad localizado detrás de las tuberosidades isquiáticas. El peso corporal es menor al 25%, existe un aumento en la lordosis lumbar y esta postura es de descanso. (Prada Pérez, 2010)



**Figura 5-1.** Posición de sedestación incorrecta y correcta.  
Fuente: (Higiene Postural, 2010)

### **1.3 Problemas en el Ecuador por alteraciones en la columna vertebral**

Se puede encontrar información acerca de los problemas de salud que se dan en muchos ecuatorianos mayores de los 30 años y que por lo menos una vez en la vida han sufrido de dolor de espalda afectándolos de diversas maneras. Esto siendo como principal consecuencia la incomodidad diaria, provocando en muchos casos ausentismo laboral. (La Hora, 2012)

Los malestares que recurrentemente sienten son presión, tensión o rigidez en las zonas superior o inferior de la espalda, y sus afecciones se catalogan como agudas y crónicas. En muchos casos estas patologías pueden durar varios meses, y en muchas ocasiones son ocasionadas por accidentes o prácticas de deportes. Otro de los motivos que ocurren estas afecciones es el estrés, pero en este caso puede ser curable por medio de tratamientos y cuidados. (columnavertebral.net, 2014)

Se tiene conocimiento que las causas principales que provocan afecciones en la columna vertebral según Edward Jarvis, quiropráctico, indica que mantener una postura inapropiada puede ser causante de daños en la espalda, por esta razón recomienda que el lugar de trabajo debe estar en una zona de confort para la salud de la columna vertebral, además de tomar descansos o dar sesiones de estiramientos adecuados. (Jarvis, 2012a)

Hay que saber que el ser humano debería de ser más activo y evitar el sedentarismo, de esta manera se fortifican los músculos y los huesos ayudando a mejorar la salud del sujeto.

Un dato adicional, es que actualmente la gente joven comienza a ser más frecuente el dolor de espalda, como es el caso de los estudiantes, al tener que llevar las mochilas con sobrepeso, el uso de tacones altos y el fumar también repercute y genera molestias en la espalda. (Jarvis, 2012b)

#### **1.4 Enfermedades que pueden afectar a las personas por las alteraciones de las curvaturas de la columna vertebral**

Entre las enfermedades que se encuentran en estas dos curvaturas cifosis y lordosis, tenemos:

La hipercifosis que ocurre con incremento en la convexidad posterior en la región dorsal, mostrando un incremento superior a los 40 grados en su curvatura, mientras que una hipocifosis es cuando la curvatura disminuye de lo normal puede darse la desaparición de la curvatura denominada rectificación de la cifosis. (Rodríguez, 2014c: pág. 6)

También en la zona de la lordosis lumbar existen de la misma manera una mayor curvatura anormal llamada hiperlordosis, mientras que el decremento hipolordosis y su desaparición rectificación de la lordosis. (Rodríguez, 2014d: pág. 7)

Cualesquiera de estas curvaturas son generados por postura incorrectas especialmente por estar sentados durante mucho tiempo y la falta de ejercicios.

#### **1.5 Métodos que se usan para evaluar las curvaturas de la columna en el plano sagital**

##### ***1.5.1 Método subjetivo***

Esto hace referencia a la evaluación postural por medio de una valoración visual que da el médico, donde es descrito por Kendall y McCreary, En resumen, consiste en la observación de la postura en bipedestación usando una línea plomada vertical de referencia. Es un método simple y de bajo costo, donde su objetivo es determinar las desviaciones en diferentes puntos anatómicos frente, espalda, derecha e izquierda. El inconveniente es su baja validez y fiabilidad al momento de diagnosticar alguna patología de la columna vertebral. (Lang Tapia, 2011a: pp. 41-44)

### ***1.5.2 Método objetivo***

Conocidos como métodos inocuos y radiológicos, que poseen efectos adversos a la salud del sujeto, como son los rayos X. Los métodos inocuos no causan afecciones a la salud, se dividen en 6 categorías: goniometría, electro goniometría, flexicurva, dispositivos ópticos, electromagnéticos y acelerómetros. (Lang Tapia, 2011b: p. 41)

## **1.6 Características de algunos métodos de evaluación objetivos**

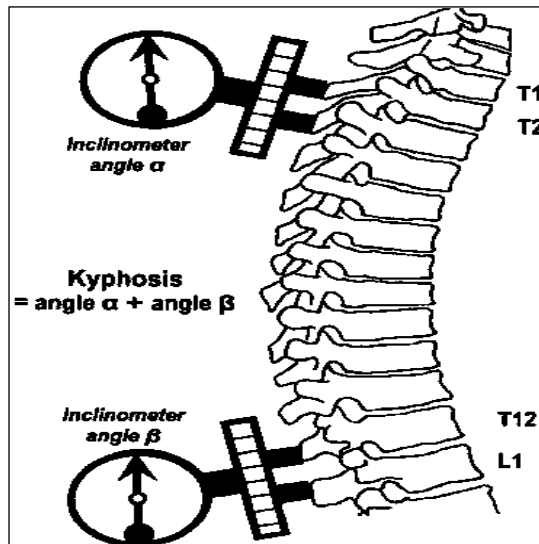
### **1.7 Radiografía**

Método invasivo, valido y fiable, donde es realizado desde la base del cráneo hasta la pelvis, donde se valoran las mediciones de las curvaturas cifótica y lordótica, entre otros detalles médicos que pueden ser requeridos por el especialista. El método para hacer las mediciones angulares es conocido como el método de Cobb, para determinar los ángulos de las curvaturas tanto en el plano sagital como el frontal. (Lang Tapia, 2011c: p. 31)

#### ***1.7.1 Métodos alternativos para medir la columna dorsal y lumbar***

Estos métodos pueden clasificarse de forma: estimación visual, mediciones goniométricas, desviación de la piel y técnica del inclinómetro. La estimación visual solo puede proporcionar una impresión subjetiva de la movilidad de la columna. Mientras que las mediciones goniométricas resulten complicadas de realizar. La desviación de la piel y las técnicas de inclinometría proporcionan una evaluación más objetiva y reproducible del movimiento en esta zona. (Garcia., 2012 pág. 2)

El método de inclinómetro doble mide la movilidad de la columna en grados, no se ve influido por la talla o la elasticidad cutánea del paciente y permite medir todos los planos del movimiento. Esta técnica de medición tarda más en realizarse y los inclinómetros no son de fácil acceso. (La Columna Dorsal y Lumbar, 2012 pág. 3)



**Figura 6-1.** Inclinómetros y medición de ángulos de cifosis torácica.  
Fuente: (Clinical measurement of the thoracic kyphosis., 2010)

### 1.7.2 Instrumentos de medición manual y electrónica

Los instrumentos mencionados a continuación son métodos simples que son usados para medir la postura y movimiento de articulaciones. Se caracterizan como un transportador de ángulos con dos brazos (fijo y móvil), son llamados goniómetros. Los goniómetros que son usados en la columna vertebral son: inclinómetros, electrogoniómetros, arcómetros y el Cifómetro Debrunner. (Lang Tapia, 2011d: p. 71)

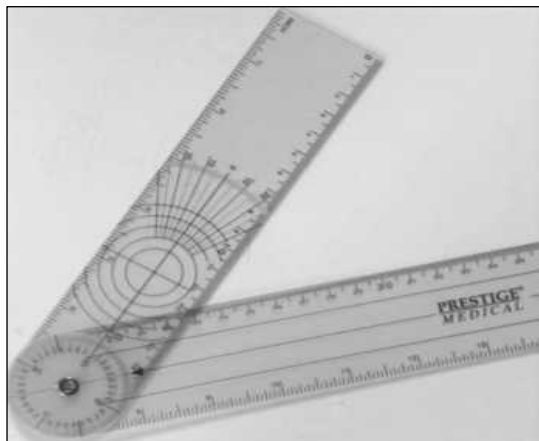
Los inclinómetros tienen buena validez y fiabilidad, usados para medir la lordosis lumbar. Estos usan la fuerza de gravedad para referencia de la medición, existen de 3 tipos: de fluido, de péndulo y electrónicos. (Lang Tapia, 2011e: pp. 30-31)

Los electrogoniómetros son costosos, usan electrodos, y se registran sus mediciones en un software, usados para medir las curvaturas torácicas. (Rodríguez, 2014)

Los médicos para tener conocimiento de los ángulos de curvatura usan estos dispositivos que se colocan en la espalda del paciente, siendo instrumentos de medición que aplican la goniometría que se conoce como la ciencia y técnica de medir ángulos. (Lang Tapia, 2011f: p. 36)

Es posible diferenciar las curvaturas torácica y lumbar por la suma de los ángulos formados desde el ángulo intersegmentario de la primera y segunda vértebra torácica (T1-T2), hasta el ángulo intersegmentario de T11-T12 para la curvatura torácica y desde T11-T12 hasta el ángulo intersegmentario de L4-L5. (Lang Tapia, 2011g: p. 48)

En las figuras a continuación podemos observar los instrumentos para medir las curvaturas de la columna vertebral, en la figura se muestra el denominado inclinómetro, el cual es un instrumento costoso y difícil de conseguir en el Ecuador, en el que se usan dos de ellos para medir las zonas de curvatura, en este caso la zona torácica en la que se encuentra ubicado en las vértebras T1-T2 el primer inclinómetro y T11-T12 el segundo inclinómetro, teniendo estos ángulos de cada uno de ellos se realiza la respectiva suma y obtenemos el ángulo de curvatura de la cifosis torácica. Mientras que en la figura se encuentra el goniómetro que es el instrumento de medición de ángulos de curvatura ya anteriormente mencionado en el cual es menos costoso, menos preciso y más incómodo su uso, pero facilita a los médicos en la medición de ángulos con la radiografía, para el cálculo del ángulo de Cobb.



**Figura 7-1.** Goniómetro estándar de 15cm.  
Realizado por: Lilia H. Espinoza P. 2017

### ***1.7.3 Goniómetro profesional***

Esta aplicación desarrollada tanto para Android como para IOS, llamada G-pro proporciona lecturas instantáneas, precisas y repetibles del rango de movimiento. Es de alta precisión, donde sus pruebas de laboratorio han dado como resultado tolerancias de  $\pm 0.2^\circ$  y  $\pm 0.3^\circ$ , según el dispositivo usado. Es útil para las evaluaciones y las consultas de rutina, y permite que los pacientes vean su propio progreso. Además, se puede usar para las medidas radiográficas, en este caso para determinar el grado de escoliosis.

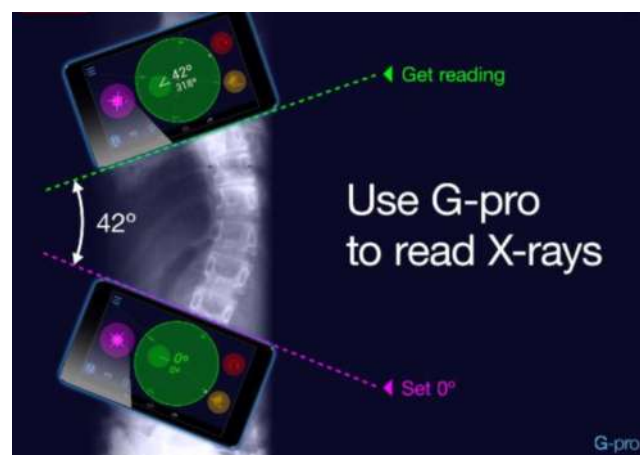
Esta aplicación ha sido sometida a pruebas exitosas en ortopedia, quiropráctica y fisioterapia. Además, de que puede ser usada en la medicina deportiva, la rehabilitación, ingeniería, arquitectura, radiología, entre otras.

G-pro funciona como un inclinómetro digital de gravedad, donde el chip de acelerómetro del móvil permite calcular el ángulo de rotación. (Bloomfield, 2016)

G-pro es usado para la goniometría manual, el análisis de la postura y sobre todo para mediciones escolióticas sin técnicas de imagen.

G-pro existe la versión gratuita, que el único inconveniente es que no permite el almacenamiento en la memoria, y también existe la versión pagada en donde nos permite el almacenamiento de más ángulos en la misma medición. El costo es de 13 dólares. (Bernal, 2015)

A continuación, en la figura 8-1 se puede muestra la toma de medición de una radiografía con escoliosis con ayuda de G-pro.



**Figura 8-1.** G-pro medición con escoliosis.  
Fuente: (Bloomfield, 2016)

## 1.8 Selección de elementos para el desarrollo del proyecto

En un estudio con el tema “Estudio de la cinemática y fiabilidad inter e intra terapeutas de la manipulación vertebral cervical basada en sensores inerciales” realizado en el Departamento de Psiquiatría y Fisioterapia de la Universidad de Málaga, España y el Departamento de ciencias de la vida de la universidad Roe Hampton-London de London, Inglaterra. Este estudio trata acerca del uso de que la cinemática es frecuentemente usada por clínicos, docentes e investigadores en fisioterapia. Además, los sensores inerciales que usan tecnologías como acelerómetros,

giroscopios y magnetómetros, donde nos ayudan con datos en dos o tres dimensiones según sea el acelerómetro, y que en la medicina son usados para medidas de distintos movimientos funcionales rutinarios. Se obtuvo resultados fiables para el estudio en un análisis de la curvatura de la zona cervical, donde como conclusión se da a conocer que los sensores inerciales presentan una capacidad para estudiar la cinemática de la manipulación vertebral cervical, como consecuencia la fiabilidad intra terapéuticas es muy buena, pero aun así su uso es bajo.

Por esa razón se usaron los sensores inerciales de los cuales se escogieron 3 sensores MPU6050. Para el desarrollo de la programación de estos dispositivos se usó el software IDE de Arduino con la ayuda de un módulo denominado Lolin nodemcu, que es un módulo que trabaja como un Arduino y además dispone de un módulo ESP8266 que ayudo con la comunicación wifi. A continuación, se detalla cada uno de los elementos con los que se desarrolló el proyecto.

### ***1.8.1 Sensores inerciales***

Antes de definir que es un sensor inercial deberíamos tener conocimientos acerca de lo que significa sensor, que es un dispositivo que puede ser eléctrico o mecánico, donde determina alguna acción o cambio en el medio, pudiéndole tomar como ejemplo la temperatura, presión, movimiento, etc. (Gardey, et al., 2010)

Un sensor inercial es aquel dispositivo construido con el propósito de medir las variaciones de velocidad de un cuerpo, donde pueden ser lineales que son medidas mediante los acelerómetros o angulares medidas por medio de giroscopios, de esta manera podemos obtener posiciones de los objetos mediante fórmulas físicas.

Los sensores inerciales son útiles en la robótica móvil, en la construcción de dispositivos que permitan realizar movimientos de objetos funcionando como controles inalámbricos, en teléfonos móviles, y dispositivos desarrollados con aplicaciones médicas para monitoreo de zonas del cuerpo como son sus posiciones ergonómicas.

#### ***1.8.1.1 Funcionamiento básico de sensores inerciales***

Estos sensores trabajan con la existencia de una masa de prueba, situada en el interior. Al realizar la medición detecta el movimiento lineal o angular con respecto a la masa y de esta manera podemos conocer los movimientos del objeto que necesitamos obtener. La denominación inercia esta expresada al desplazamiento que experimenta con respecto a su masa. (Valcarce, 2014a, pp. 7-13)

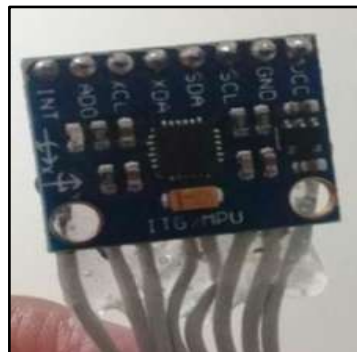


Como sensores inerciales tenemos los acelerómetros, que miden físicamente aceleraciones, variaciones de velocidad lineal. La medición es la fuerza de inercia que es provocada cuando se realiza un cambio de velocidad, aplica la ley de Newton. Se los usa como detectores de choque, vibraciones, inclinación del terreno y para conocer la posición. (Valcarce, 2014b, pp. 7-13)

Los giroscopios son también sensores inerciales, utilizados para medir velocidades angulares o de rotación. El giroscopio presenta también dos tipos principales de movimientos como son la precisión y la nutación, esto se produce de las ecuaciones de Euler. Son usados como sensores de cambio de dirección. (Finn, 1970)

### 1.8.2 Sensores inerciales MPU6050

Este tipo de sensores MPU6050, denominados como unidad de medición inercial o IMU (Inertial Measurement Units), poseen 6 grados de libertad, y constan de dos sensores acelerómetro de 3 ejes y giroscopio de 3 ejes. Este sensor es usado en navegación, goniometría, etc. (Naylamp, 2015)



**Figura 9-1.** Sensor MPU6050.  
Realizado por: Lilia H. Espinoza P. 2017

**Tabla 2-1:** Para las conexiones de los sensores I2C a Lolin nodemcu.

MPU6050	LOLIN NODEMCU
VCC	3V
GND	G
SCL	D3
SDA	D4

Realizado por: Lilia H. Espinoza P. 2017

**Tabla 3-1:** Direcciones I2C.

PIN AD0	DIRECCION
GND	0X68
HIGH	0X69

Realizado por: Lilia H. Espinoza P. 2017

Para el desarrollo de nuestro proyecto requerimos el cálculo del ángulo de curvatura en un espacio 3D donde nos puede ayudar las figuras 1-7, que muestra las fórmulas para encontrar el ángulo en un plano 3D, esto se encuentra ya establecido:

$$\vartheta_x = \tan^{-1} \frac{a_x}{\sqrt{a_y^2 + a_z^2}} \qquad \vartheta_y = \tan^{-1} \frac{a_y}{\sqrt{a_x^2 + a_z^2}}$$

**Ecuación 1-1.** Fórmulas para obtener los ángulos en x e y de un MPU6050

Fuente: (Naylamp, 2015)

## 1.9 Microcontrolador para procesamiento de datos

En el proyecto se usó la placa llamada Lolin Nodemcu V3, figura 10-1, que consiste en una placa basada en los microcontroladores Arduino, pero tiene capacidades integradas como es el WiFi. La placa Lolin está diseñada para trabajar con Lua pero también es posible usarla con micro Python o Arduino.

Las especificaciones de la placa están basadas en el ESP12E, que es una variante de ESP8266:

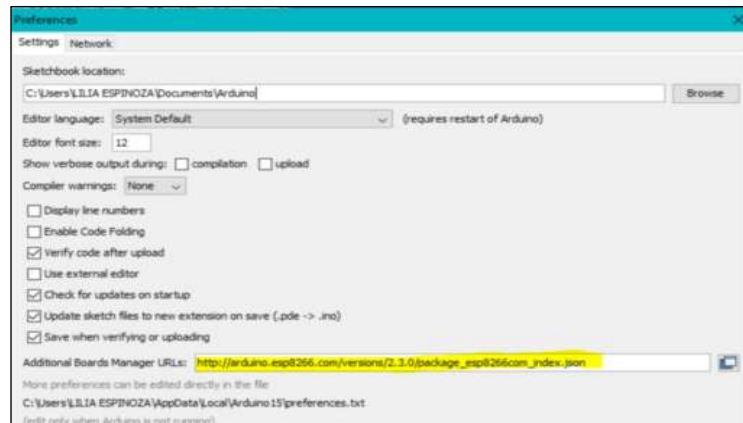
- Voltaje de entrada (USB): 5V
- Voltaje de salida de los pines: 3.3V
- Corriente nominal por pin: 12ma
- Frecuencia del procesador: 80MHz hasta 160MHz
- 4MB memoria flash
- Consumo de corriente en stand-By: 80mA-80Mhz
- Corriente de consumo con petición Web Server es de 90mA-100mA



**Figura 10-1.** Fotografía tomada del dispositivo Lolin Nodemcu V3.  
**Realizado por:** Lilia H. Espinoza P. 2017

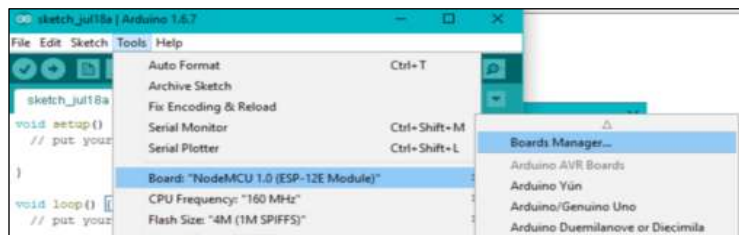
El lenguaje de programación usado en la placa es el lenguaje de Arduino, ya que el procesamiento es más rápido que al usar las plataformas de Microphyton y Lua.

Para el uso de esta placa en la plataforma de Arduino, se debe instalar los paquetes en administrador de placas. Para esto se requiere usar Arduino 1.6.7. Lo que primero se debe realizar es ir a la pestaña de archivo de Arduino IDE, luego ir a preferencias e insertar el siguiente código como se muestra en la figura 11-2 a continuación.



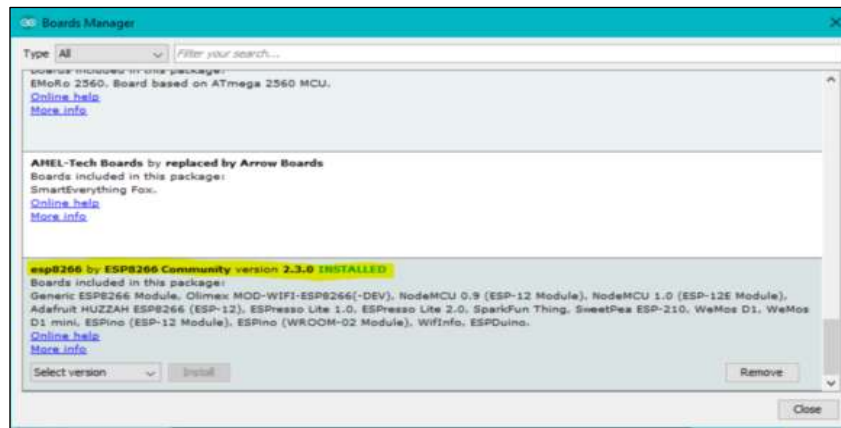
**Figura 11-1.** Preferencias y dirección web para instalación de placa Lolin.  
**Realizado por:** Lilia H. Espinoza P. 2017

Luego clic en la pestaña herramientas para cargar las placas, y damos clic en Board Manager, se muestra en la siguiente figura 12-1.



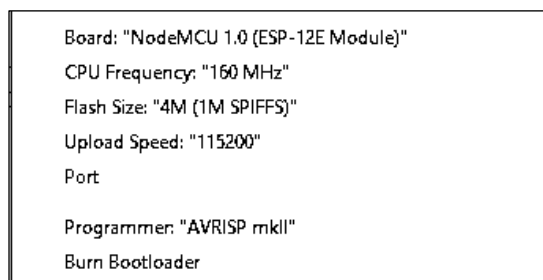
**Figura 12-1.** Primer paso para la instalación de placa Lolin Nodemcu.  
**Realizado por:** Lilia H. Espinoza P. 2017

Finalmente procedemos a instalar la placa que se encuentra marcada en la figura 13-1, dando clic en instalar versión.



**Figura 13-1.** Instalación de la placa Lolin Nodemcu.  
Realizado por: Lilia H. Espinoza P. 2017

Para comenzar a programar se señala las siguientes características que debe tener la placa Lolin Nodemcu, como se indica en la siguiente figura 1-12, luego conectar la placa y habilitar el puerto. Al momento de programar se requiere tener aplastado el botón flash la primera vez hasta que termine de pasar el programa, el paso de la programación es un poco lento.



**Figura 14-1.** Características de Lolin Nodemcu V3.  
Realizado por: Lilia H. Espinoza P. 2017

## 1.10 Comunicación inalámbrica (Wireless)

Se escogió para el desarrollo del dispositivo la comunicación inalámbrica ya que es un tipo de tecnología que permite la transmisión de la información en nuestro caso datos de 3 sensores, desde cierta distancia sin la necesidad de usar cables. Entre los dispositivos usados que tienen tecnología inalámbrica esta una laptop que sirve de servidor local, un smartphone donde se instala la aplicación, una placa llamada Lolin Nodemcu que tiene incorporado un módulo wifi ESP6286 y un Router inalámbrico que es el medio de conexión entre la placa donde se procesa la información y envía los datos al servidor y el smartphone que por medio de peticiones al servidor recibe los datos que requiere el usuario de la aplicación móvil.

Las ventajas que tiene el uso de una red inalámbrica es que es fácil de instalar y mantener, no requiere estar cerca del Router ni del servidor por medio de cables y el usuario del dispositivo

tendrá la libertad de realizar cualquier actividad, así el dispositivo será más eficiente con respecto a su uso.

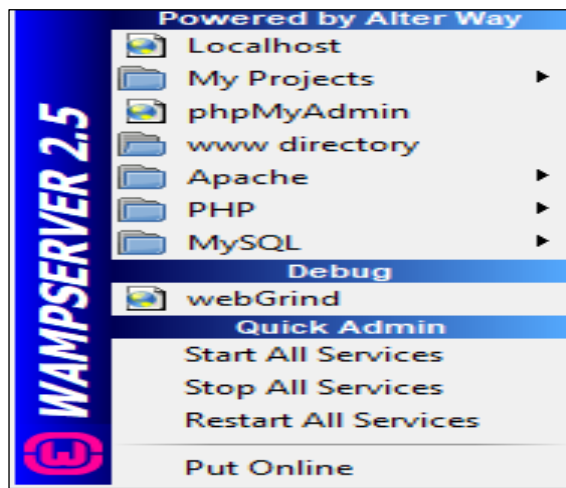
## 1.11 Comunicación con la página web, aplicación web y el servidor web, por medio de un móvil y una PC.

### 1.11.1 Servidor WampServer

El servidor web que se ha elegido es WampServer. El cual es un entorno de desarrollo web para el sistema operativo Windows, en donde se instalarán Apache, PHP y base de datos denominada MySQL. Además, tiene un administrador de bases de datos llamado phpMyAdmin en donde se crea la base de datos y las tablas, y ayuda con el ingreso de datos, consultas y generar scripts SQL. WampServer tiene herramientas, donde se realiza aplicaciones web de manera local, es una plataforma libre. (Moreno, 2013a)

Junto con el servidor se tiene las aplicaciones Apache que es el servidor de aplicaciones, PHP que es el lenguaje de programación de WampServer y MySQL es la base de datos. Mientras que de lado de Cliente se encuentra el navegador de internet. (Moreno, 2013b)

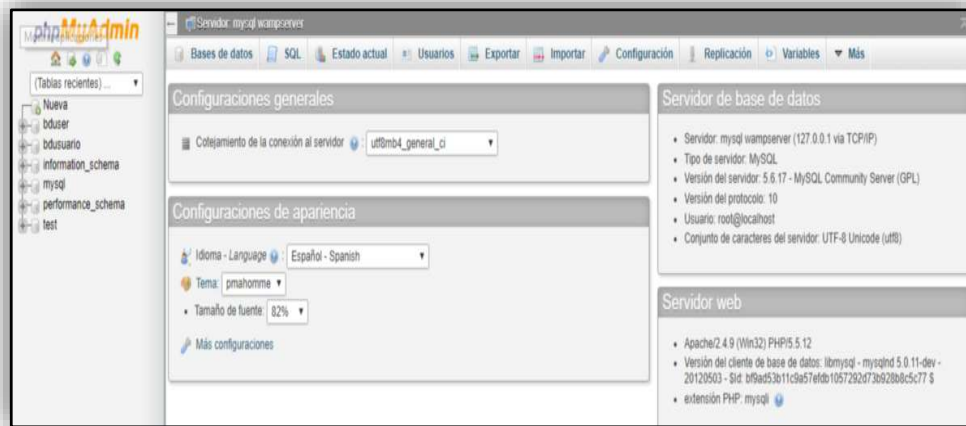
A continuación, se muestra en la figura 15-1 las opciones en WampServer una vez sido realizada la respectiva instalación.



**Figura 15-1.** Captura del despliegue de opciones de WampServer.  
Realizado por: Lilia H. Espinoza P. 2017

### 1.11.2 PhpMyAdmin y base de datos

PhpMyAdmin es un software de código abierto, que está realizado para administrar y gestionar base de datos de MySQL. Está escrito en lenguaje php. Además, puede exportar bases de datos en otros formatos como CSV, SQL, XML, Excel y otros. En la figura 16-1 se muestra la página principal de phpMyAdmin, con sus respectivas opciones para el desarrollo de base de datos. (IDESWEB, 2012)



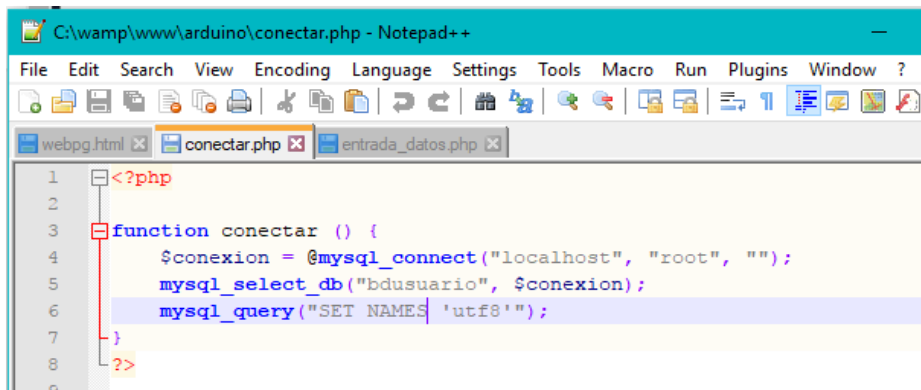
**Figura 16-1.** PhpMyAdmin página principal.  
Realizado por: Lilia H. Espinoza P. 2017

### 1.11.3 Comunicación Arduino hacia la base de datos phpMyAdmin

Para la conexión y envío de datos desde Arduino es necesario, realizar un programa en lenguaje php para la conexión a la base y otro para insertar los datos desde Arduino hacia la respectiva base de datos creada en phpMyAdmin.

Para la conexión se requiere las siguientes sentencias mencionadas a continuación, con la sentencia `$conexion=@mysql_connect("localhost", "Usuario", "Contraseña")` es la que se conecta al servidor local, ingresando el usuario y la contraseña. Luego para la conexión a la base de datos se usa la sentencia `mysql_select_db("Nombre de la base de datos", $conexion)`. Finalmente, con la sentencia `mysql_query("SET NAMES 'utf8'")`, esta sentencia envía una consulta única a la base de datos actualmente activa, asociada con lo especificado link\_idenfier. Para el envío de datos desde la placa Lolin a la base de datos, primero se inicializa la conexión, luego se debe las variables en donde se van a receptor los datos enviados a través de un Router desde la placa Lolin Nodemcu, de la siguiente manera: `$angce = $_POST ['angce']`, luego con la sentencia `mysql_query ("INSERT INTO `base_de_datos` (`id`, `angulo`) VALUES (NULL,`$angce`);")`, con la que se inserta cada uno de los datos en la base de datos. Finalmente, se cierra la conexión a MySQL con la sentencia `mysql_close()`.

Para el desarrollo de esta programación se lo desarrolla en el software **Notepad++**, luego se guarda con el tipo de archivo .php.

A screenshot of the Notepad++ application window. The title bar reads "C:\wamp\www\arduino\conectar.php - Notepad++". The menu bar includes File, Edit, Search, View, Encoding, Language, Settings, Tools, Macro, Run, Plugins, and Window. The toolbar contains various icons for file operations and editing. The main text area shows PHP code for a database connection function. The code is as follows:

```
1 <?php
2
3 function conectar () {
4     $conexion = @mysql_connect("localhost", "root", "");
5     mysql_select_db("bdusuario", $conexion);
6     mysql_query("SET NAMES 'utf8'");
7 }
8 ?>
```

**Figura 17-1.** Notepad++ y código para conexión a la base de datos.  
Realizado por: Lilia H. Espinoza P. 2017

### 1.11.4 Aplicación móvil

Una aplicación móvil es una aplicación informática diseñada para el uso en dispositivos móviles como smartphones y tablets, teniendo como objetivo facilitar al usuario realizar alguna actividad. Las aplicaciones no suelen encontrarse preinstaladas en los móviles, normalmente los encontramos por medio de plataformas llamadas tiendas de aplicaciones. Además, si disponemos de conocimientos básicos en programación de aplicaciones en app inventor o en algún otro software podemos diseñar nuestras propias aplicaciones según las necesidades que tengamos y posteriormente instalarlas en nuestro móvil. Existen aplicaciones móviles diseñadas para móviles con sistema operativo Android, Windows phone y iOS. (Novoa, 2010)

#### 1.11.4.1 App Inventor

Es una plataforma para el sencillo desarrollo de aplicaciones móviles, la cual lleva a disposición desde el 2010 en Google. Está diseñado la plataforma solo para crear aplicaciones dirigidas a Android. Consta de dos partes: una parte donde se crea el diseño es decir la interfaz y otra donde crea el código. Usa el lenguaje Java que no se lo visualiza al usuario, ya que se encarga de traducir los bloques usados en la aplicación a código Java, es decir App inventor funciona como traductor. (Cuello, et al., 2013)

Tiene una ventaja con respecto a otros softwares que crean aplicaciones, como es Android Studio o Eclipse, es que aparte de que no requiere una instalación previa y una gran capacidad de memoria y velocidad de procesador en tu PC, no necesitas tener conocimientos de programación avanzados para desarrollar una aplicación.

En la figura 18-1 a continuación se tiene las dos partes que tiene App inventor para la creación de la aplicación móvil.



**Figura 18-1.** App Inventor.  
Realizado por: Lilia H. Espinoza P. 2017

### **1.11.5 Sitio web**

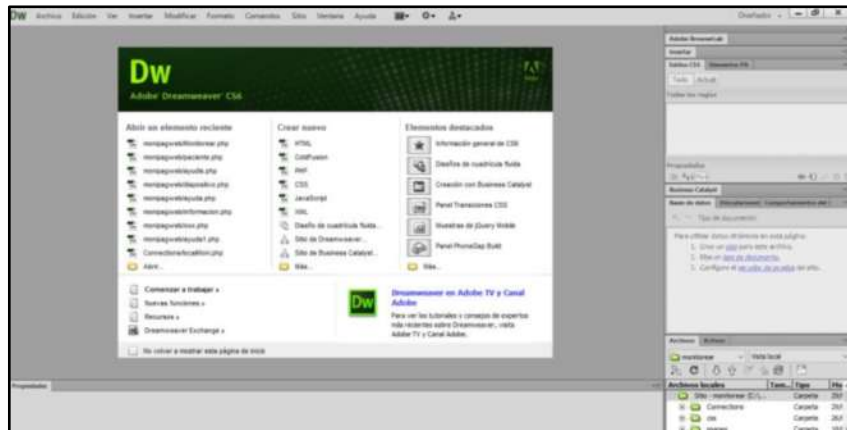
Un sitio web es un conjunto de páginas web, donde poseen viñetas que permiten la conexión de cada una de las páginas web creadas, y que estas dirigen al usuario al tema que desea consultar dentro del sitio web. Una página web es un documento electrónico que se lo crea para la Web, posee información de un cierto tema y es almacenado en un servidor web que esté conectado en alguna red. Además, una página web puede contener texto, imágenes o videos, y puede desarrollar diferentes acciones según sea desarrollada la página. (Milenium, 2017)

#### **1.11.5.1 Dreamweaver**

Es una aplicación de Adobe Flash que fue desarrollada para la creación y diseño web. Su ventaja es que es más accesible y mucho más sencillo de usar. La finalidad es de desarrollar cualquier tipo de diseño de página web propio, se puede insertar tablas, músicas, videos, animación flash. Dreamweaver permite usarse en la mayoría de los navegadores web. Además, permite ocultar el código HTML, y esto lo hace ser más fácil la creación de sus páginas web sin necesidad de escribir código, es decir, usa una interfaz visual para su desarrollo. (Dreamweaver, 2017)

A continuación, en la figura 19-1 se muestra la página principal de Dreamweaver, donde se selecciona el modo en el que se desea comenzar a trabajar.





**Figura 19-1.** Página principal de Dreamweaver.  
Realizado por: Lilia H. Espinoza P. 2017

## CAPÍTULO II

## 2 MARCO METODOLOGICO

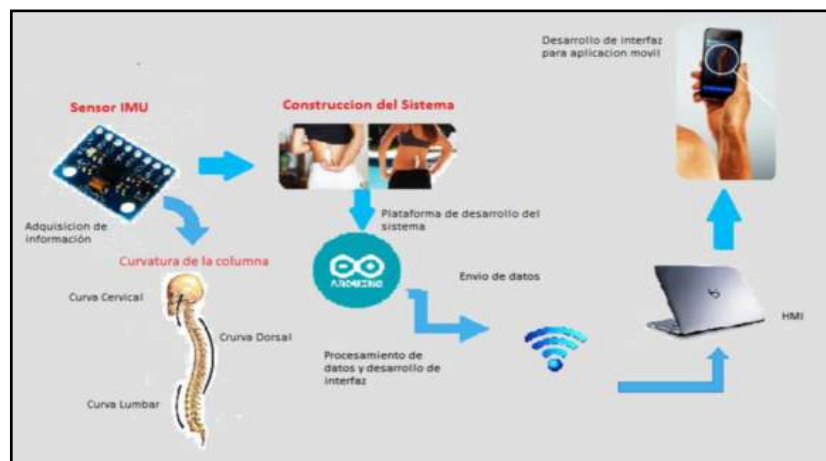
### 2.1 Diseño del sistema

En base a un análisis y selección de los dispositivos más idóneos para el sistema se procedió a realizar el diseño del mismo detallado a continuación.

Se tomó los conceptos del capítulo anterior para poder tener el conocimiento necesario de lo que debe realizar el sistema cumpliendo así con los objetivos anteriormente planteados. Donde se debe diseñar un sistema de adquisición de datos, donde se detalla el algoritmo y el proceso matemático realizado para el cálculo de los ángulos de curvatura de la columna vertebral: lordosis cervical y cifosis torácica. Donde su procesamiento de datos se desarrolló en el IDE de Arduino, siendo la parte más importante del sistema.

### 2.2 Diseño por etapas

A continuación, se muestra el diagrama del proceso con el cual se ha desarrollado el diseño y la implementación del prototipo, vea la figura 1-2.



**Figura 1-2.** Diagrama del proceso del desarrollo proyecto.  
Realizado por: Lilia H. Espinoza P. 2017

### 2.3 HARDWARE

### ***2.3.1 Analizar los espacios adecuados en la columna vertebral***

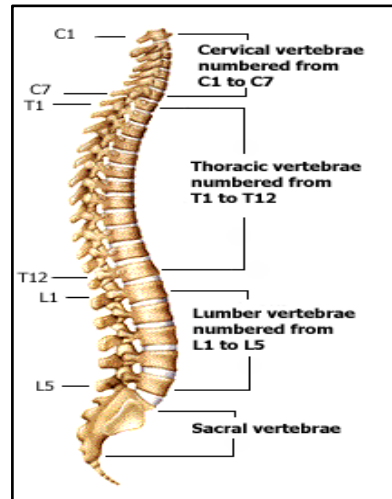
La organización de la columna vertebral se concentra en curvas sucesivas en el plano sagital, y son sumamente indispensables para mantener una posición bípeda totalmente en posición vertical, que caracteriza a los seres humanos. Se conoce que las curvas en el plano sagital aparecen progresivamente con el crecimiento del ser humano.

Para conocer cuál es la zona adecuada donde deben ir los sensores ubicados se ha obtenido la siguiente información, para la correcta adecuación de ellos. Primero se debe conocer cuáles son los segmentos que compone la columna vertebral en el plano sagital, en donde existen cuatro segmentos de los que se compone comenzando a nombrarles desde la parte superior a la inferior que son: lordosis cervical (C1-C7), cifosis torácica (T1-T12), lordosis lumbar (L1-L5) y la cifosis o conocida como la zona sacra. Posteriormente, el proceso espinoso que se realizó para encontrar las zonas adecuadas donde se colocaran los sensores en la espalda fueron identificados palpando desde un punto de referencia con ayuda del médico, conociendo que la vértebra C7 de referencia que es una vértebra prominente en la zona ubicada entre el cuello y el comienzo de la espalda, desde ese punto marcando y palpando encontramos las vértebras siguientes T12-L1 y L4-L5, para así colocar cada uno de los sensores.

Para una medición manual con ayuda de una radiografía, se han realizado dos tipos de construcciones geométricas como son: arco de círculo que es la más usada y cuadrante de una elipse que es muy realista pero difícil de aplicar en la práctica, para el arco de círculo se realiza una construcción geométrica de cada una de las curvas, por dos arcos tangentes de círculo, permitiendo así observar los cambios recíprocos entre ambas curvas.

Con esta información anteriormente descrita en el capítulo 1 en el punto denominado instrumentos de medición manual y electrónica, donde se puede conocer cuáles son las posiciones adecuadas para la ubicación de los sensores inerciales. Usaremos 3 sensores para el respectivo cálculo de los dos ángulos de curvatura. El sensor 1 estará ubicado en la zona de C6-C7 de la columna vertebral, se encargará del análisis de la cifosis torácica junto con el sensor 2 estará ubicado en la zona de la vértebra T12-L1. El sensor 3 que estará ubicado en la zona de la vértebra L4-L5 junto con el sensor 2 se puede obtener el ángulo de curvatura de la lordosis lumbar. Se muestra la ubicación de los sensores en la figura 4-2. Los tres sensores juegan un papel importante en el análisis y cálculo de las curvaturas de la columna vertebral ya que sufren cambios con las malas posturas.

Además, para conocer los grados de curvatura muchos médicos usan el denominado goniómetro que es muy usado en posición de sedestación, a pesar de que es mucho más exacto usar un inclinómetro ya que tiene un error de 1%.



**Figura 2-2.** Partes de la columna vertebral, con sus vertebrales enumeradas.

**Fuente:** (Mingun 2006) The Spine.

### 2.3.2 *Diseño y desarrollo del dispositivo*

En el desarrollo del dispositivo se investigó sobre el material a usarse y sobre los correctores de postura existentes en el mercado, con la finalidad de hacerlo cómodo y ligero para el usuario. En los materiales escogidos se tiene elástico grueso que llegan a ser la parte de sujeción de los sensores hacia la espalda del usuario, y un material llamado corosil, que se ubica de forma paralela a lo largo de la columna vertebral, y en él se ubican los sensores. Además, este dispositivo es realizado para una talla de persona en este caso es de talla Mediana, pero cabe recalcar que se lo puede hacer de distinta talla, lo único que varía es la posición de los sensores, mientras que la programación se mantiene.

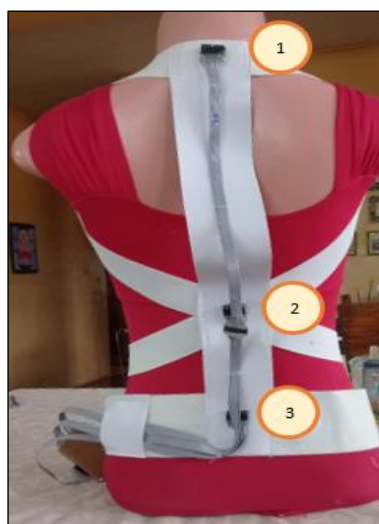
Se tomo como referencia para el desarrollo del dispositivo una maniquí en la cual se tomó sus medidas. Luego se hizo la prueba con una persona de manera que el dispositivo quede perfectamente adecuado a la espalda del usuario. En las siguientes figuras, se muestra como ha sido desarrollado el dispositivo.

Primero se tomó las medidas necesarias del cuerpo, para la confección del dispositivo con ayuda de una persona con conocimientos en costura, como se puede apreciar en la siguiente figura 3-2.



**Figura 3-2.** Diseño y confección del dispositivo.  
Realizado por: Lilia H. Espinoza P. 2017

Con ayuda de un maniquí, ubicamos los sensores en las partes correspondientes de la columna vertebral y los cocimos en los puntos. Son tres sensores que trabajaran como inclinómetros, obteniendo datos de cada uno de los ángulos de la columna vertebral, el sensor 1 que se encuentra en la parte superior o aproximadamente entre las vértebras T1-T2, nos ayudara a ver el ángulo de inclinación de la lordosis cervical y la cifosis torácica. El sensor 2 ubicado entre los dos sensores de los extremos, esta aproximadamente en las vértebras T12 y L1, a la altura de donde termina el tórax, y junto con el sensor uno nos ayuda a conocer la cifosis torácica. Y el sensor 3 está ubicado cerca de la parte de final de la zona lumbar entre las vértebras L4-L5, este sensor ayuda a conocer el ángulo de la lordosis lumbar. A continuación, se muestra lo ya mencionado en la siguiente figura 4-2.



**Figura 4-2.** Ubicación de sensores.  
Realizado por: Lilia H. Espinoza P. 2017

Se presenta a continuación en la figura 5-2, el dispositivo terminado y listo para sus respectivas pruebas. Se tuvo que realizar ajustes necesarios para el uso en la persona ya que al ser probado el

material tiende a cambiar su forma por ese motivo da errores en algunas mediciones, la solución que se tomo es arreglar y adecuar su parte física según la persona que lo use. Por esa razón, si a alguna persona el dispositivo le queda muy grande o muy pequeño hay que modificar su diseño físico y adecuarlo según el tamaño de la persona mas no la programación de este.



**Figura 5-2.** Dispositivo terminado.  
Realizado por: Lilia H. Espinoza P. 2017

Las medidas del prototipo son las que se encuentran en la siguiente tabla:

**Tabla 1-2:** Detalles de confección del prototipo con sus respectivas mediciones.

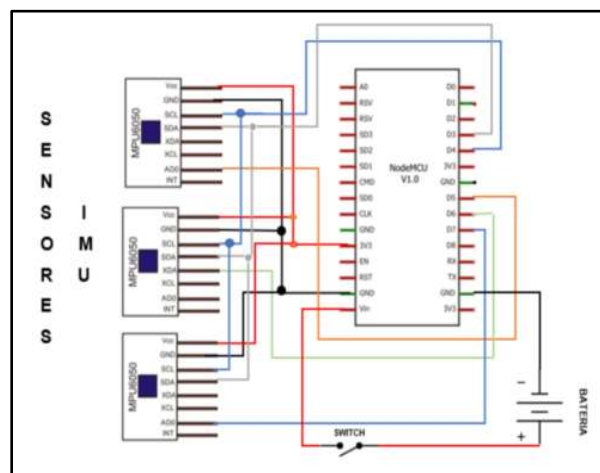
DETALLE	MEDICION (cm)
Longitud de tira central	50
Distancia entre sensores 1-3	38
Distancia entre sensores 1-2	25
Distancia entre sensores 2-3	13
Tiras de brazos	47.5
Tira sobre la cintura	77
Tira debajo de la cintura	92

Realizado por: Lilia H. Espinoza P. 2017

### 2.3.3 *Diseño y desarrollo del circuito*

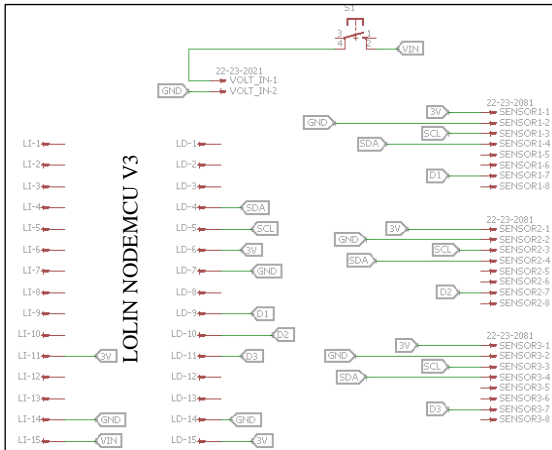
Para el desarrollo de la placa que se requiere se tomó en cuenta que debe ser pequeño y no debe generar molestias al usuario. Por lo que con ayuda de un corrector de postura que se encuentra a la venta en el mercado, se ubicó los sensores en las posiciones que se indicó en el apartado anterior y con la ayuda de un maniquí. Como fuente de alimentación del dispositivo se adquirió un cargador inalámbrico de dispositivos móviles con un amperaje 6000mA y un voltaje de salida de 5v que es con el que trabaja el módulo Lolin nodemcu.

Ya que en el software Eagle no cuenta con todos los microcontroladores en especial el microcontrolador usado Lolin Nodemcu se tuvo que realizar unos los ajustes correspondientes para el desarrollo de las conexiones de los respectivos elementos usados en el circuito eléctrico, además de que en el software Eagle para realizar sus conexiones no requiere necesariamente trazar todos los hilos conductores, basta darles un nombre y este software automáticamente hará el trabajo de conectarlos, según corresponda, todo lo mencionado anteriormente se puede observar a continuación en la siguiente figura 7-2:

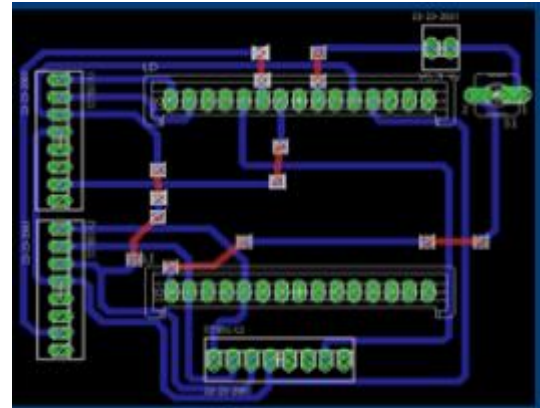


**Figura 6-2.** Circuito de conexión.  
Realizado por: Lilia H. Espinoza P. 2017

La placa se desarrolló en el software Eagle y se puede observar en la siguiente figura 7 - 2:



**Figura 7-2.** Circuito de conexión desarrollado en Eagle.  
**Realizado por:** Lilia H. Espinoza P. 2017



**Figura 8-2.** Diseño de placa en Software Eagle.  
**Realizado por:** Lilia H. Espinoza P. 2017



**Figura 9-2.** Fuente de alimentación.  
**Realizado por:** Lilia H. Espinoza P. 2017



**Figura 10-2.** Implementación de módulo.  
**Realizado por:** Lilia H. Espinoza P. 2017

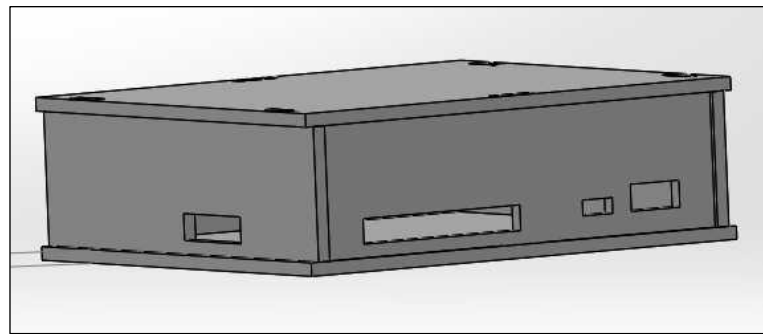
Las figuras 8-2 y 9-2, es una parte de la construcción del dispositivo para posteriormente implementarlo en un chaleco diseñado para corrección de la columna vertebral. La figura 9-2 es un cargador de teléfonos móviles inalámbrico, ideal para tener un amperaje de 6000mA y 5V de voltaje de salida, con lo que alimentaremos al módulo Lolin nodemcu que se encuentra en la figura 10-2. Mientras que en la figura 11-2 se encuentra el circuito ya con todos sus elementos.





**Figura 11-2.** Elementos instalados en el circuito.  
**Realizado por:** Lilia H. Espinoza P. 2017

Finalmente, se desarrolló la caja para el circuito eléctrico en el programa SolidWorks, terminando con su implementación que se muestra en la figura 11-2:



**Figura 12-2.** Diseño de la caja en SolidWorks.  
**Realizado por:** Lilia H. Espinoza P. 2017

A continuación, en la figura 13-2 se muestra la caja armada con los circuitos y colocada en el dispositivo.



**Figura 13-2.** Caja e instalación de circuitos y fuente de alimentación.  
**Realizado por:** Lilia H. Espinoza P. 2017

## 2.4 SOFTWARE

### 2.4.1 Desarrollo de la programación del microcontrolador Lolin Nodemcu

En la figura 14-2 se puede observar el desarrollo del diagrama de flujo del programa para el microcontrolador Arduino. El código del programa se colocará tal cual está descrito y cada parte se explicará a continuación.

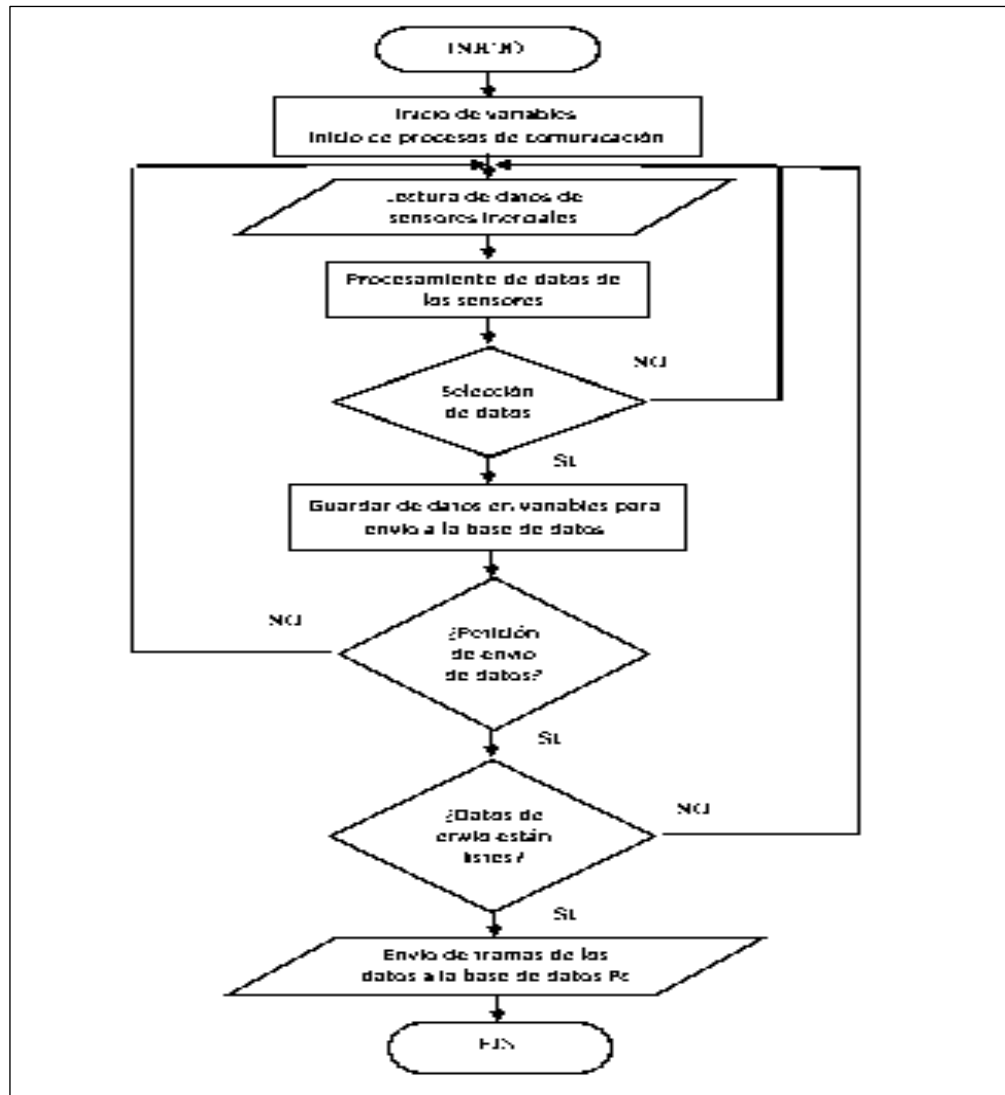


Figura 14-2. Diagrama de flujo del microcontrolador Arduino.

Realizado por: Lilia H. Espinoza P. 2017

### 2.4.1.1 Inicio y declaración de variables

Para el manejo de los sensores inerciales MPU6050 primero se tiene conocimiento de las librerías que se usan en el IDE de Arduino, se indica a continuación.

```
#include "I2Cdev.h"  
#include "MPU6050.h"  
#include "Wire.h"
```

Se tomó en cuenta las direcciones I2c de los sensores MPU6050, en el proyecto se trabajó con las direcciones 0x69 donde se las activo a cada uno de los sensores aleatoriamente por medio de un ciclo for y se utilizó condiciones if. Para activar la dirección 0x69 se requiere de un voltaje de alto en el pin AD0 del sensor, ya que normalmente el sensor tiene una dirección 0x68.

Se determinó las direcciones de los sensores:

```
MPU6050 accelgyro1(0x69);  
MPU6050 accelgyro2(0x69);  
MPU6050 accelgyro3(0x69);
```

### 2.4.1.2 Lectura de los datos de los sensores inerciales

Se determinó los pines para activación de los sensores y lectura de aceleración de cada uno de los 3 sensores, con la que obtuvimos un resultado adecuado para el manejo de los tres sensores:

```
For (int i=0;i<50;i++){  
  digitalWrite(sen1,HIGH);  
  digitalWrite(sen2,LOW);  
  digitalWrite(sen3,LOW);  
  accelgyro1.getAcceleration(&sax, &say, &sz);  
  accelgyro1.getRotation(&sgx, &sgy, &sgz);  
  Acc=(atan(-1*(ax/A_R)/sqrt(pow((ay/A_R),2)+pow((az/A_R),2)))*RAD_TO_DEG);  
  Gy=gy/G_R;  
  Angle = (0.9 *(Angle+Gy*0.010) + 0.1*Acc);  
  A1=Angle;  
  x=map(A1,0,78,0,90);  
  AA1=90-x;  
  SA1=AA1;  
  delay(3);  
  digitalWrite(sen2,LOW);  
  digitalWrite(sen1,HIGH);  
  digitalWrite(sen3,HIGH);  
  accelgyro2.getAcceleration(&sax1, &say1, &sz1);  
  accelgyro2.getRotation(&sgx1, &sgy1, &sgz1);  
  Acc1=(atan(-1*(ax1/A_R)/sqrt(pow((ay1/A_R),2)+pow((az1/A_R),2)))*RAD_TO_DEG);  
  Gy1=gy1/G_R;  
  Angle1 = (0.9 *(Angle1+Gy1*0.010) + 0.1*Acc1);  
  A2=Angle1;  
  x1=map(A2,0,80,0,90);  
  SA2=90-x1;  
  delay(3);  
}
```

**Figura 15-2.** Código de lectura de 3 sensores MPU6050 con dirección 0x69.  
Realizado por: Lilia H. Espinoza P. 2017

En la figura 15-2 se muestra un ciclo de repetición con las respectivas condiciones para que los sensores puedan ser leídos, por el motivo de tener la misma dirección I2C, de esta manera se trabajó la lectura de los sensores.

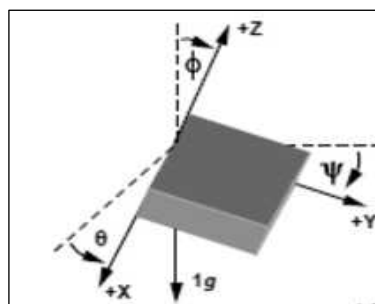
### 2.4.1.3 *Procesamiento de datos de los sensores*

Para el procesamiento de datos se programó a cada sensor como se desarrolla el trabajo de un inclinómetro médico, para de esta manera realizar los cálculos correspondientes y obtener los grados de curvatura de la columna vertebral.

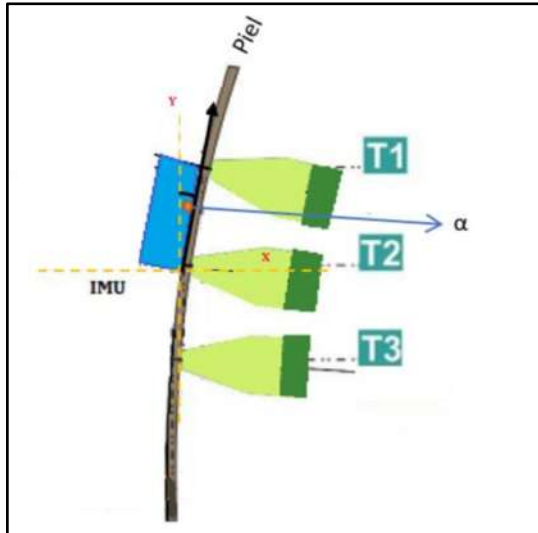
Luego de haber leído los datos de aceleración y del giroscopio de cada sensor, se procede a sacar los ángulos en el eje X, donde la variación de esta será el ángulo de inclinación necesario para el posterior cálculo. Para el cálculo del ángulo de inclinación se analizó en un plano de tres dimensiones, primero con ayuda del arco tangente del valor negativo entre la aceleración en x sobre la raíz cuadrada de la suma de cada una de las aceleraciones elevadas al cuadrado en y y z. cada uno de los valores obtenidos de las aceleraciones se realiza su respectiva conversión a radianes, para su realización se realiza una división, para finalmente transformarlo a grados. A continuación, se encuentra las fórmulas para el cálculo de los ángulos con los que se trabajó con los sensores.

$$\theta = \arctan\left(\frac{Ax}{\sqrt{Ay^2 + Az^2}}\right) \qquad \varphi = \arctan\left(\frac{Ay}{\sqrt{Ax^2 + Az^2}}\right)$$

**Ecuación 1-2.** Fórmula para el cálculo de ángulos



**Figura 16-2.** Ángulos que se generan al realizar giros del MPU6050.  
Fuente: (CACCAVALE, 2016)



**Figura 17-2.** Esquema de cálculo del ángulo  
**Fuente:** Lilia H. Espinoza P. 2017

El esquema de cálculo del ángulo de cada sensor se muestra en la figura 17-2, donde podemos observar cómo se encuentra ubicado el sensor en sobre la piel en la que se encuentran las respectivas vertebras, donde deben ir ubicadas cada uno de los sensores. En este caso se muestra para el sensor 1, pero de la misma manera se ubicará los sensores 2 y 3.

COM4		
Sensor 1: 72	Sensor 2: 65	Sensor 3: 87
Sensor 1: 72	Sensor 2: 65	Sensor 3: 87
Sensor 1: 72	Sensor 2: 65	Sensor 3: 87
Sensor 1: 72	Sensor 2: 65	Sensor 3: 87
Sensor 1: 72	Sensor 2: 65	Sensor 3: 87
Sensor 1: 72	Sensor 2: 65	Sensor 3: 87
Sensor 1: 72	Sensor 2: 65	Sensor 3: 87
Sensor 1: 72	Sensor 2: 65	Sensor 3: 87
Sensor 1: 72	Sensor 2: 65	Sensor 3: 87
Sensor 1: 72	Sensor 2: 65	Sensor 3: 87

**Figura 18-2.** Ángulos de tres sensores MPU6050.  
**Realizado por:** Lilia H. Espinoza P. 2017

En la figura 18-2 se muestra los ángulos medidos originalmente por los sensores, para posteriormente realizar el mapeo de los sensores para obtener del ángulo anteriormente obtenido, los valores ideales que se requiere para el cálculo de los grados de curvatura de la columna vertebral.

COM4		
Sensor 1: 74	Sensor 2: 67	Sensor 3: 77
Sensor 1: 74	Sensor 2: 67	Sensor 3: 78
Sensor 1: 74	Sensor 2: 67	Sensor 3: 78
Sensor 1: 74	Sensor 2: 67	Sensor 3: 77
Sensor 1: 74	Sensor 2: 67	Sensor 3: 77
Sensor 1: 74	Sensor 2: 67	Sensor 3: 78
Sensor 1: 74	Sensor 2: 67	Sensor 3: 77
Sensor 1: 74	Sensor 2: 67	Sensor 3: 77
Sensor 1: 74	Sensor 2: 67	Sensor 3: 77
Sensor 1: 74	Sensor 2: 67	Sensor 3: 77

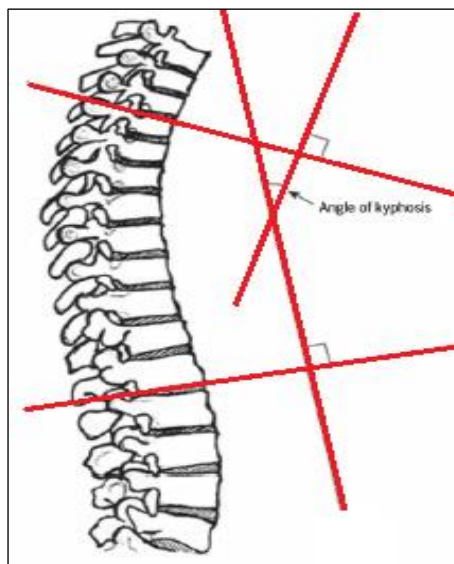
**Figura 19-2.** Mapeo de tres sensores MPU6050.  
**Realizado por:** Lilia H. Espinoza P. 2017

Nos basamos en analizar cómo trabaja un goniómetro, de forma que tome las medidas adecuadas mientras la persona se encuentra en movimiento. El goniómetro es un dispositivo que tiene un rango de medición de 360°, junto con dos reglas que ayudan con la medición de la curvatura de la columna vertebral, así también de otras partes del cuerpo que requiere el estudio de la ergonomía.

El uso del goniómetro para medir los grados de curvatura de la columna vertebral es sencillo, ya que primero con una de las reglas damos el eje de posición inicial donde será nuestro 0°, mientras que la otra regla nos ayuda a ubicarla de forma tangencial a nuestra columna vertebral de modo que esta gira dándonos a conocer el grado de curvatura de la columna vertebral.

Para medir con el goniómetro se debe tener en cuenta en que zonas se encuentra nuestras vertebras T1-T2 y T12-L1, que son los inicios de la curvatura de la cifosis torácica y lordosis lumbar respectivamente.

Se aplica el método de Cobb que es el usado por los médicos y consiste en trazar tangentes a las vértebras y luego una perpendicular a esta, el cruce de estas dos rectas nos da el ángulo de la cifosis torácica y de la misma manera de la lordosis lumbar. A continuación, se demuestra con un gráfico el método de Cobb.

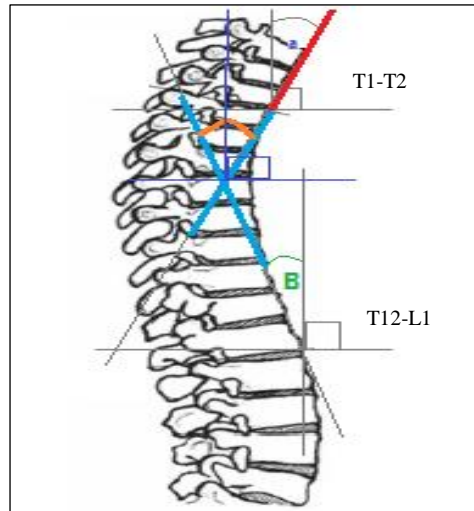


**Figura 20-2.** Método de Cobb para medir la curvatura de cifosis torácica.

**Realizado por:** Lilia H. Espinoza P. 2017

Se realizó el respectivo análisis del método de Cobb, que nos ayude en la programación de nuestros sensores, y su respectivo cálculo de los grados de curvatura de la columna vertebral. Para obtener los respectivos grados de curvatura de la columna, se toma como referencia que el punto medio es 90° donde será el inicio que es 0°, luego se procede a encontrar la inclinación de los

sensores con respecto a este punto, se realiza una resta con respecto a  $90^\circ$  menos ángulo obtenido por el sensor, esto se lo realizo con ayuda de dos sensores. El análisis anteriormente mencionado se demuestra en la figura 21-2 a continuación.



**Figura 21-2.** Análisis para el cálculo la curvatura de cifosis torácica.  
Realizado por: Lilia H. Espinoza P. 2017

A continuación, se muestran las ecuaciones para el cálculo de  $\alpha$  y  $\beta$ :

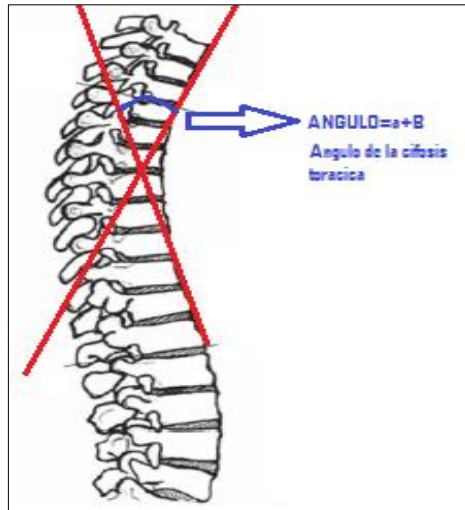
$$\alpha = 90 - \text{AnguloSensor1} \quad ; \quad \beta = 90 - \text{AnguloSensor2}$$

**Ecuación 2-2.** Fórmulas para el cálculo  $\alpha$  y  $\beta$ ,

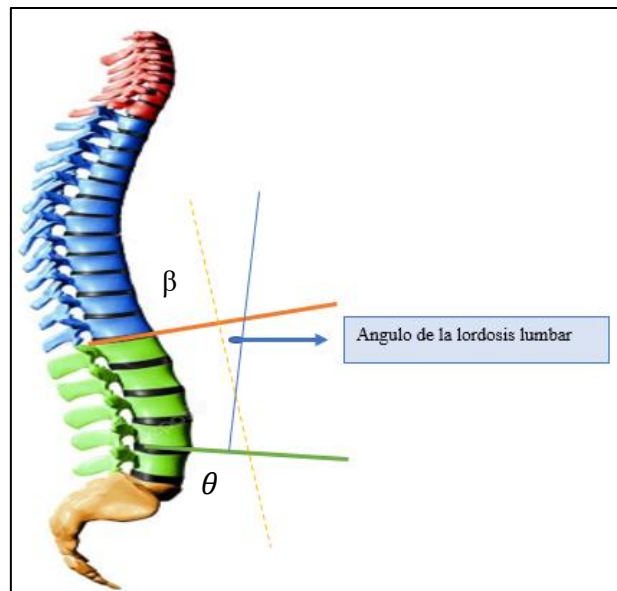
Ya que al trazar rectas tangentes con los respectivos ángulos encontrados:  $\alpha$  y  $\beta$ , donde estos son los ángulos que al ser sumados nos dan los valores de la cifosis torácica y de la misma manera podemos encontrar los grados de curvatura de la lordosis lumbar. Como se encuentra en la siguiente figura 22-2:

$$\text{Ángulo de la cifosis toracica} = \alpha + \beta$$

**Ecuación 3-2.** Fórmula para el cálculo de ángulo de la cifosis torácica



**Figura 22-2.** Cálculo del grado de curvatura de cifosis torácica.  
Realizado por: Lilia H. Espinoza P.



**Figura 23-2.** Cálculo del grado de curvatura de la lordosis lumbar.  
Realizado por: Lilia H. Espinoza P. 2017

$$\beta = 90 - \text{AnguloSensor2} \quad ; \quad \theta = 90 - \text{AnguloSensor3}$$

$$\text{Ángulo de la lordosis lumbar} = \beta + \theta$$

**Ecuación 4-2.** Fórmulas para el cálculo de ángulo de la lordosis lumbar

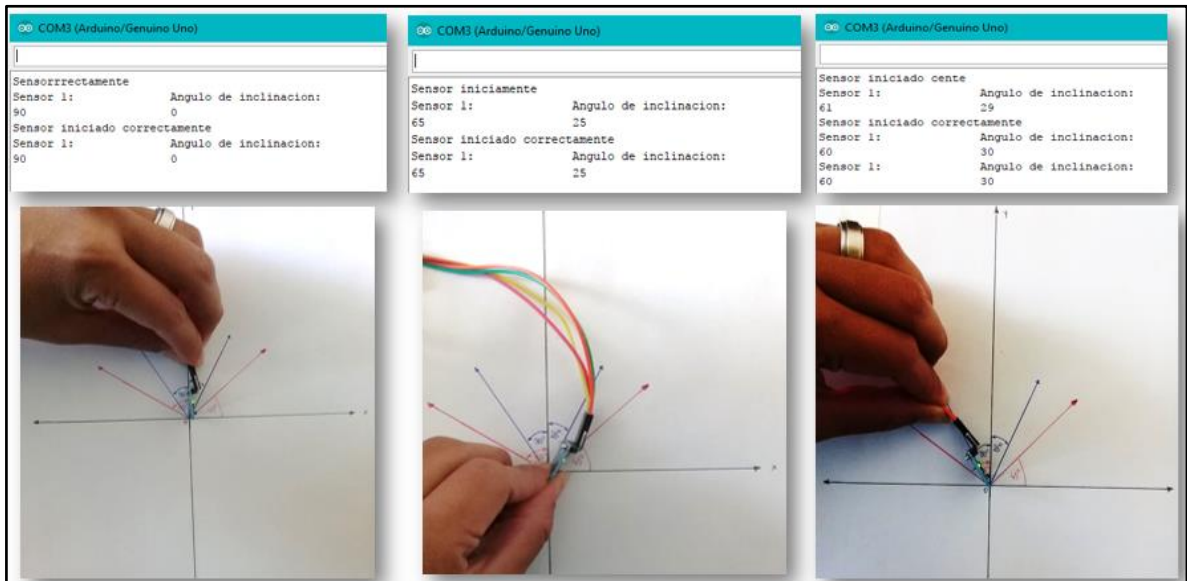
En la figura 24-2 nos indica el ángulo obtenido por el sensor 1 y el ángulo de inclinación que se requiere para el cálculo de los ángulos de curvatura de la cifosis torácica y la lordosis lumbar. Se tiene los siguientes ángulos del sensor 1:



AnguloSensor1: 90  
 Formula:  
 Angulo de inclinación=90-90=0

AnguloSensor1: 65  
 Formula:  
 Angulo de inclinación=90-65=25

AnguloSensor1: 60  
 Formula:  
 Angulo de inclinación=90-60=30



**Figura 24-2.** Ejemplo para cálculo del ángulo de inclinación del sensor MPU6050.  
 Realizado por: Lilia H. Espinoza P.

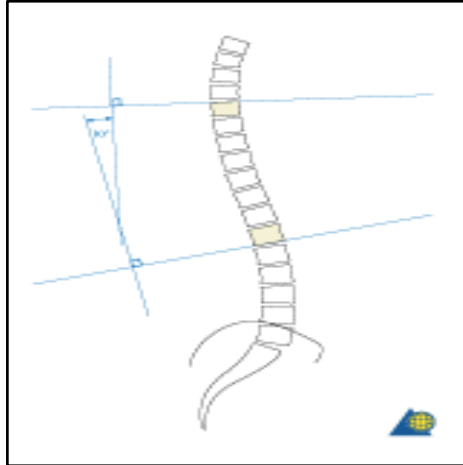
#### 2.4.1.4 Selección de datos de los sensores

En nuestro sensor el ángulo en posición inicial fue de 90°, para no tener problemas si el ángulo es menor a 90, procedimos a hacer una operación matemática que es la siguiente: **90-ángulo medido por el sensor**, pero en este caso no se diagnosticara la enfermedad, eso lo realizara el médico que tiene más conocimientos en estos temas.

Para el cálculo de las dos curvaturas de la columna vertebral, debemos obtener datos del grado de curvatura por medio de cada uno de los sensores, y que se forma teniendo como punto inicial un valor de 0° donde los sensores están tangentes a la espalda en las posiciones ya mencionas, cada uno de estos. Mientras que surgen variaciones en el cambio de movimiento, funcionando cada sensor como un inclinómetro digital.

Podemos observar a continuación información obtenida, de los grados que respectan a la zona de la cifosis torácica, donde se observan la forma en que realizan los respectivos cálculos con ayuda de trigonometría. Se trazan dos rectas desde las dos respectivas vertebras que conforman la curvatura de la cifosis torácica, luego se trazan la dos perpendiculares a cada una de las rectas, se forma un punto donde se cortan las dos rectas perpendiculares anteriormente trazadas, desde este punto con ayuda de algún instrumento de medición angular como puede ser un goniómetro, se calcula el grado de curvatura de la cifosis torácica.

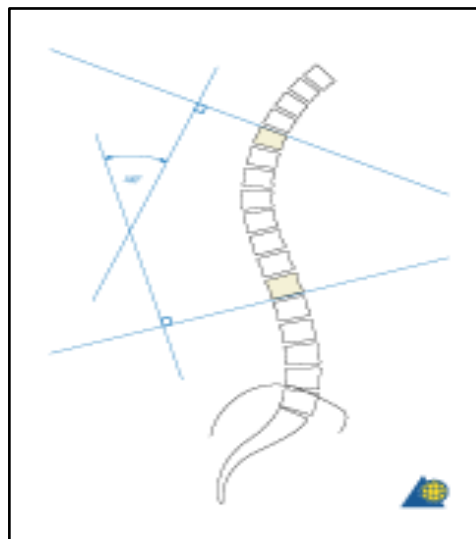
En la figura 25-2 podemos observar como son los trazos de rectas para medir el ángulo de curvatura en este caso, los modificadores sagitales a partir de una radiografía lateral nos muestran un ángulo tomado desde T1-T12, donde si es menor igual a  $20^\circ$  es designado como hipocifosis.



**Figura 25-2.** Grado de curvatura hipo cifosis en radiografía lateral.

Fuente: ("AO Surgery Reference" n.d.) Curve patterns

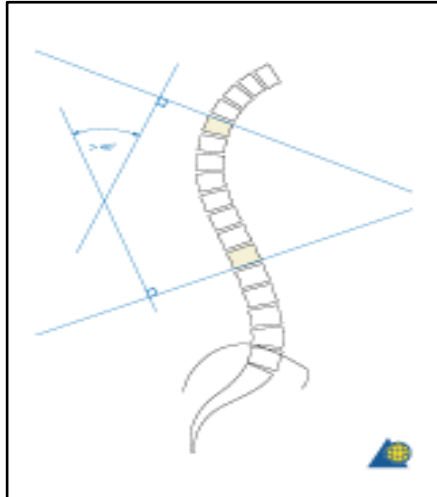
En la figura 26-2 nos muestra el cálculo de una curvatura normal cifosis, o conocida como normo cifosis comprendida entre  $20^\circ - 45^\circ$ .



**Figura 26-2.** Grado de curvatura normo cifosis en radiografía lateral.

Fuente: ("AO Surgery Reference" n.d.) Curve patterns

Mientras que para el cálculo de una hipercifosis mostrada en la figura 27-2 es de la misma manera que las anteriores, la única diferencia es que posee un grado de curvatura mayor que  $45^\circ$ .



**Figura 27-2.** Grado de curvatura hiper cifosis en radiografía lateral.  
Fuente: (“AO Surgery Reference” n.d.) Curve patterns

Para la lordosis lumbar los grados de curvatura normales se encuentran entre 20° y 40°. Si los grados de curvatura son menores a 40° grados se denomina rectificación. Si superan los 40° grados se denomina hiperlordosis.

Una vez analizada esta información, y con ayuda de un médico y un instrumento de medición llamado goniómetro, para acercarnos al dato obtenido, por medio de múltiples pruebas y sus respectivas calibraciones, se ha logrado obtener los datos muy cercanos a lo que requiere el médico. Además de poder controlar que las variaciones grandes de los grados de curvatura envíen un aviso respectivo al usuario del dispositivo, siendo esto de ayuda para corregir al usuario de la mala postura.

#### **2.4.1.5 Almacenamiento de datos seleccionados en una variable**

Se almacena en una variable tipo String los grados de curvatura de la columna vertebral, concatenando ambos grados, para después poder enviar los datos a la base de datos.

#### **2.4.1.6 Envío y almacenamiento de datos**

Para el envío de datos desde nuestro dispositivo Lolin nodemcu se divide su programación en dos partes. La primera parte es la comunicación del módulo con el Router que podemos observar el código de la siguiente manera:

```

#include <ESP8266WiFi.h>// incluir librería del módulo Lolin nodemcu
const char* ssid    = "Helena.Fastnet";//ssid de nuestro router
const char* password = "***1234***HELENA";// contraseña del router
const char* host = "192.168.1.2";// dirección host del servidor

void setup() {
  Serial.begin(115200);
  delay(10);
  // Nos conectamos a nuestro router por medio de wifi
  Serial.println();
  Serial.println();
  Serial.print("Connecting to ");
  Serial.println(ssid);
  WiFi.begin(ssid, password);
  while (WiFi.status() != WL_CONNECTED) {
    delay(500);
    Serial.print(".");
  }
  Serial.println("");
  Serial.println("WiFi connected");
  Serial.println("IP address: ");
  Serial.println(WiFi.localIP());
}

```

**Figura 28-2.** Código para conexión Lolin nodemcu y Router.

Realizado por: Lilia H. Espinoza P. 2017

La segunda parte fue el envío de datos desde nuestro modulo a nuestro servidor, se muestra a continuación:

```

Serial.print("connecting to ");
Serial.println(host);
// Creamos una instancia de WIFIClient
WiFiClient client;
const int httpPort = 80;
if (!client.connect(host, httpPort)) {
  Serial.println("connection failed");
  return;
}
// Creamos la dirección para luego usarla en el String del POST que tendremos que enviar
String url = "http://192.168.1.2/entrada_datos.php";
// creo un string con los datos que enviar por POST lo creo de antemano para luego poder calcular el tamaño del string dato que necesitare para enviar por post
String data = "ace_ce="+ String(a_ce)+"ace_lor="+ String(a_lor);
//String data = "serie=777&temp=32";
//imprimo la url a donde enviaremos la solicitud, solo para debug
Serial.print("Requesting URL: ");
Serial.println(url);
// Esta es la solicitud del tipoPOST que enviaremos al servidor
client.print(String("POST ") + url + " HTTP/1.0\r\n" +
  "Host: " + host + "\r\n" +
  "Accept: */*\r\n" +
  "Content-Length: " + data.length() + "\r\n" +
  "Content-Type: application/x-www-form-urlencoded\r\n" +
  "\r\n" + data);
delay(10);

```

**Figura 29-2.** Código para envío a la base de datos creada.

Realizado por: Lilia H. Espinoza P. 2017

```

// Prepare the response
if(val==2){
client.println("HTTP/1.1 200 OK");
client.println("Content-Type: text/html");
client.println("");
client.println("a");
client.print(promedioa);
client.print(" ,");
client.print(promediob);
}else if(val==3){
client.println("HTTP/1.1 200 OK");
client.println("Content-Type: text/html");
client.println("");
client.print("b");
}
client.stop();
delay(1);
Serial.println("Cliente desconectado");

```

**Figura 30-2.** Código para envío de datos al móvil.  
Realizado por: Lilia H. Espinoza P. 2017

#### 2.4.2 Desarrollo de la programación de la comunicación a la base de datos

Se desarrolló dos programas en php, con la finalidad de comunicar Arduino y phpmyadmin en la que se encuentra nuestra base de datos. Esto se creó con la ayuda de Notepad+++ y luego almacenando los dos programas en la carpeta www del servidor WampServer.

Primer programa que se refiere con la conexión a la base de datos, el código que se muestra en la figura 31-2, a continuación:

```

1  <?php
2
3  function conectar () {
4      $conexion = @mysql_connect("localhost", "root", "");
5      mysql_select_db("bduser", $conexion);
6      mysql_query("SET NAMES 'utf8'");
7  }
8  ?>

```

**Figura 31-2.** Código de conexión php a la base de datos.  
Realizado por: Lilia H. Espinoza P. 2017

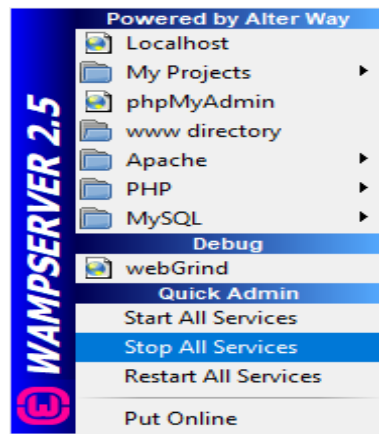
Segundo programa para recibir y enviar datos desde el dispositivo al servidor, denominado entrada\_datos.php:

```
1 <?php
2 require_once ('conectar.php');
3 conectar();
4 $serie = $_POST ['serie'] ;
5 $temperatura = $_POST ['tem'];
6 mysql_query ( "INSERT INTO 'datos' ('id', 'fecha', 'serie', 'temperatura') VALUES (NULL, CURRENT_TIMESTAMP, '$serie', '$temperatura');" );
7 mysql_close();
8 echo "Datos ingresados correctamente!";
9 -?>
```

**Figura 32-2.** Código para insertar datos en la base de datos creada.

**Realizado por:** Lilia H. Espinoza P. 2017

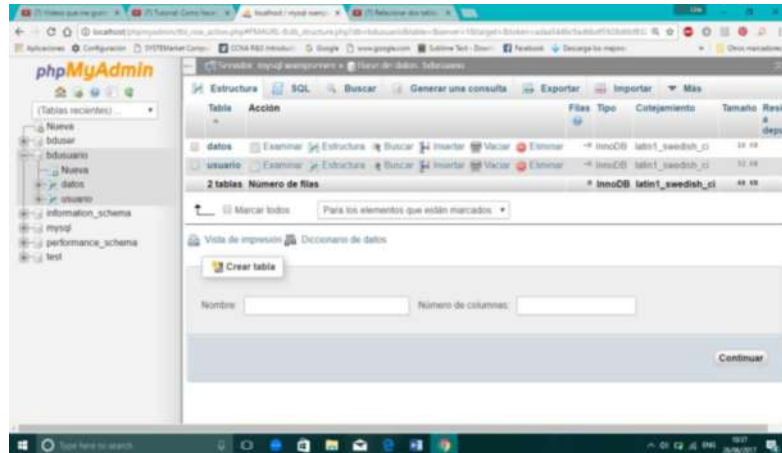
Para la comunicación a la base de datos se usó como servidor una laptop y el servidor llamado WampServer, donde creamos nuestra base de datos en phpmyadmin.



**Figura 33-2.** Servidor WampServer.

**Realizado por:** Lilia H. Espinoza P. 2017

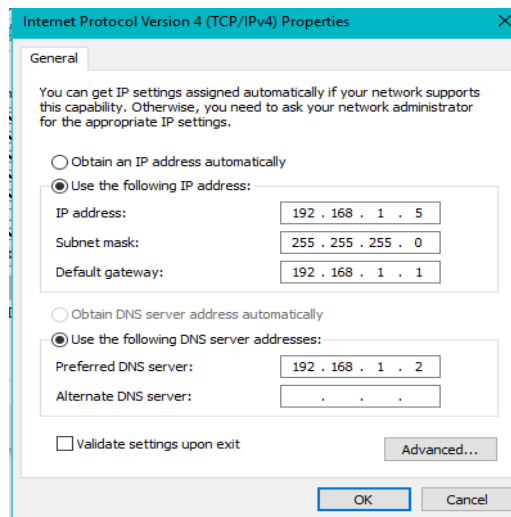
Nuestra base de datos contiene dos tablas, una de ellas llamamos usuario y a la otra llamada datos. En la tabla usuario se encuentra id\_usuario, nombre, apellido, edad, código, donde código es el que nos ayuda a unir a nuestra tabla datos en la que se almacena los valores de los grados de curvatura de las zonas cifosis torácica y lordosis cervical. En la tabla datos contendrá código, ángulo\_lordosis y ángulo\_torácica. Se puede observar las tablas tanto de usuario como de datos, a continuación:



**Figura 34-2.** Base de datos phpmyadmin-MySql.

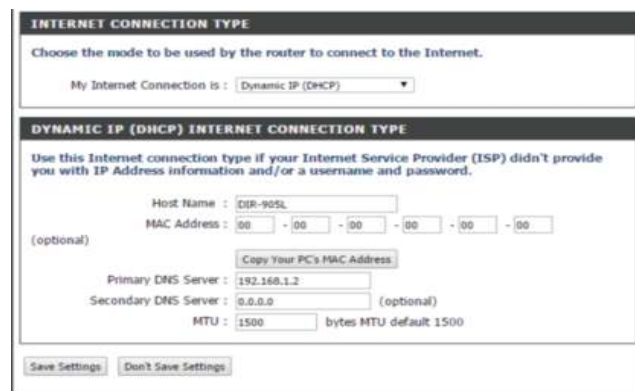
Realizado por: Lilia H. Espinoza P. 2017

Además, se configuro la ip de nuestra máquina para realizar la comunicación con el servidor local que es la pc, como se indica la siguiente figura 35-2:



**Figura 35-2.** Configuración IPv4 del wifi.

Realizado por: Lilia H. Espinoza P. 2017



**Figura 36-2.** Configuración del Router D\_Link.

Realizado por: Lilia H. Espinoza P. 2017

### 2.4.3 Creación de página web y aplicación móvil

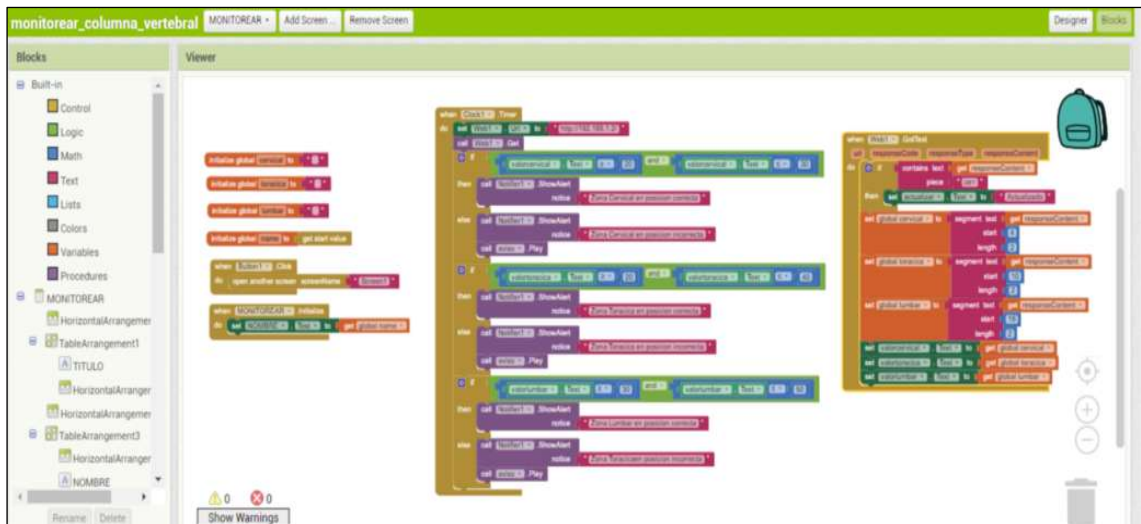
En el proyecto se realizó una página web en la que se implementó una interfaz gráfica para observar los dos ángulos de curvatura de los sensores además tiene información adicional para el manejo del dispositivo y una ayuda sobre las posturas correctas que debe conocer el usuario para brindar un mejor funcionamiento del dispositivo desarrollado. La página web se la diseñó en el software Dreamviewer.



**Figura 37-2.** Captura de pantalla de la página web.  
Realizado por: Lilia H. Espinoza P. 2017

Además, en complemento con el proyecto, se diseñó una pequeña aplicación web en App inventor, para que ayude al individuo a corregir sus posturas, donde nuestro móvil comienza a vibrar si se toma una postura inadecuada. En la figura 38-2 se muestra como programar la parte donde se monitorea la columna vertebral y se muestra los grados de curvatura al usuario y se envíe unas alertas en caso de que el usuario este en una posición inadecuada, además como se puede observar en la figura 38-2 es el diseño de la interfaz que tiene una imagen en la que indica claramente la posición de las zonas a monitorear, siendo así una manera de enseñar al usuario a corregir su postura.





**Figura 38-2.** Captura de la programación en App inventor monitoreo.  
Realizado por: Lilia H. Espinoza P. 2017



**Figura 39-2.** Captura de pantalla del diseño de la interfaz en App inventor.  
Realizado por: Lilia H. Espinoza P. 2017

## 2.7 Pruebas y correcciones en la programación del dispositivo

Se desarrolló las pruebas correspondientes para calibración adecuada del dispositivo, con ayuda de un maniquí. Mientras para observación de los cambios de postura en un individuo de sexo femenino, se realizaron las pruebas con las respectivas correcciones en su programación. Se usó una aplicación existente en Google Player, que se la descargo para trabajar con un móvil con la finalidad de comprobar que los resultados obtenidos de nuestro dispositivo eran idóneos. La aplicación se llama Goniómetro Pro. Además, de que se usó un goniómetro que normalmente es usado por los médicos, para el cálculo del ángulo de Cobb en la radiografía.

## CAPÍTULO III

### 3 MARCO DE RESULTADOS

#### 3.1 Toma de datos que se obtienen del dispositivo desarrollado, calculo con el método de Cobb por medio de una radiografía y el método manual con el goniómetro pro.

Se realizó un muestreo no determinístico, donde consta su muestra de 18 estudiantes del Colegio Pensionado Americano, 15 personas adultas, 2 niños de 6 y 10 años (Masculino y Femenino), con el objetivo de conocer cuáles serán los usuarios que podrán usar el dispositivo sin tener errores de medición mayores a 5 grados.

#### **PROCEDIMIENTO:**

- Se tomó medidas físicas de cada uno de los usuarios como:  
Medida de tórax, cintura y longitud de espalda.
- Se calculó la media de cada una de las medidas tomadas de la muestra.
- Se calculó la diferencia de los ángulos obtenidos del dispositivo con los ángulos del goniómetro profesional, para obtener la diferencia y posteriormente la media.
- Se procedió al análisis de resultados, teniendo en cuenta que la diferencia de grados no debe ser mayor a 5 grados.

Realizando una comparación con cada uno los elementos usados, en este caso el dispositivo desarrollado y el goniómetro digital encontrado como aplicación móvil, además de un goniómetro manual usado por los médicos y que les facilita en los cálculos en las radiografías, consiguiendo datos para de esta manera conocer el error de medición del dispositivo, con ayuda de un médico al proporcionarme conocimientos sobre el instrumento de medición llamado goniómetro, y poder de esta manera realizar las pruebas respectivas como se muestra a continuación en la siguiente figura.

Para su análisis se obtuvo datos de usuarios de la muestra tomada, cada uno con distintas características, como se menciona a continuación en las tablas a continuación.

**Tabla 1-3:** Usuarios y características respectivas de personas mayores de edad.

<b>INDIVIDUO</b>	<b>EDAD</b>	<b>SEXO</b>	<b>ESTATURA (cm)</b>	<b>PECHO (cm)</b>	<b>CINTURA (cm)</b>	<b>LONGITUD DE ESPALDA(cm)</b>
1	25	F	179	98	90	47
2	46	M	152	86.5	77	40
3	22	F	165	88	75	44
4	24	M	164	83	70	42
5	54	F	174	96	89	46
6	24	F	145	94	82	49
7	26	F	155	96	84	43
8	34	F	150	95	81	40
9	49	F	153	96	76	44
10	47	M	163	106	86	48
11	22	M	174	103	85	51
12	21	F	160	94	75	48

Realizado por: Lilia H. Espinoza P. 2017

**Tabla 2-3:** Características de personas que tienen problemas de curvatura.

<b>INDIVIDUO</b>	<b>EDAD</b>	<b>SEXO</b>	<b>ESTATURA (cm)</b>	<b>PECHO (cm)</b>	<b>CINTURA (cm)</b>	<b>LONGITUD DE ESPALDA (cm)</b>
1	60	F	159	89	86	47
2	25	M	172	98	87	51

Realizado por: Lilia H. Espinoza P. 2017

**Tabla 3-3:** Características de los estudiantes del colegio Pensionado Americano.

<b>INDIVIDUO</b>	<b>EDAD</b>	<b>SEXO</b>	<b>ESTATURA (cm)</b>	<b>PECHO (cm)</b>	<b>CINTURA (cm)</b>	<b>LONGITUD DE ESPALDA (cm)</b>
1	16	F	140	82	68	40
2	17	M	183	83	78	49
3	17	M	170	97	88	40
4	17	M	169	75	71	42
5	17	M	175	85	76	44

6	17	M	170	97	82	47
7	17	F	158	90	76	39
8	17	F	160	85	78	40
9	16	F	150	89	73	40
10	16	F	160	97	85	43
11	16	M	175	79	69	45
12	16	M	173	120	86	46
13	16	F	167	107	87	43
14	16	F	160	93	77	39
15	16	F	156	105	92	43
16	16	M	160	83	62	43
17	16	F	150	81	68	41
18	15	F	151	87	70	40

Realizado por: Lilia H. Espinoza P. 2017

**Tabla 4-3:** Características de dos niños de 10 y 6 años.

INDIVIDUO	EDAD	SEXO	ESTATURA (cm)	PECHO (cm)	CINTURA (cm)	LONGITUD DE ESPALDA (cm)
1	10	F	140	70	65	36
2	6	M	114	52	52	35

Realizado por: Lilia H. Espinoza P. 2017

Luego con el prototipo desarrollado y de con ayuda de la aplicación móvil llamada Goniómetro Pro, se tomó el mismo número de muestra en bipedestación en los usuarios, además de realizar dos radiografías de las zona torácica y lumbar en el plano lateral a un usuario.

### 3.2 Radiografía realizada en usuario 4

#### 3.2.1 *Angulo de Cobb por medio de método radiográfico*

Para este método se requiere de dos radiografías como se muestra en las figuras a continuación, de las zonas de curvatura de la cifosis torácica y la lordosis lumbar. Este método se lo realizo al usuario 4. Donde el método realizado en las radiografías de uno de los pacientes, siguiendo las instrucciones a continuación:

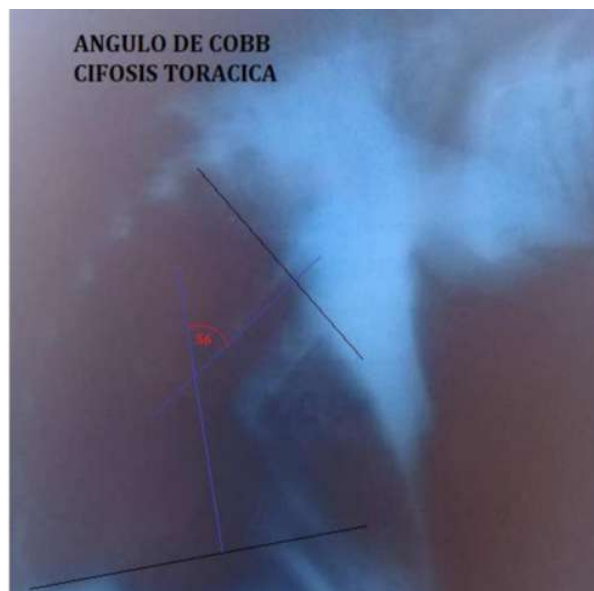
1. Se traza dos líneas tangentes entre las vértebras previamente seleccionadas. Luego, trazar dos líneas perpendiculares con respecto a las líneas tangentes y luego medir el ángulo resultante con un goniómetro.

2. Usar un lápiz de punta fina y un goniómetro.



**Figura 1-3.** Calculo del ángulo de Cobb de lordosis lumbar en radiografía.

Realizado por: Lilia H. Espinoza P. 2017



**Figura 2-3.** Calculo del ángulo de Cobb de cifosis torácica en radiografía.

Realizado por: Lilia H. Espinoza P. 2017

**Tabla 5-3:** Angulo cifosis torácica y lordosis lumbar, calculada en radiografía.

ANGULO CIFOSIS TORACICA	ANGULO LORDOSIS LUMBAR
56	20

Realizado por: Lilia H. Espinoza P. 2017

Con ayuda de la parte teórica acerca del cálculo de los ángulos de Cobb y la ayuda de un médico para el reconocimiento de cuáles son las vértebras en las que se debe realizar el cálculo de los ángulos en las radiografías tomadas al usuario 4, además de indicarnos como se utiliza el goniómetro, se obtuvo los resultados de la Tabla 3-2.

En la figura se muestra como el Dr. Flavio Daza explica cómo se debe dar uso del goniómetro de regla y cuáles son las vértebras que se observan en la radiografía.



**Figura 3-3.** Fotografía explicación del médico.  
Realizado por: Lilia H. Espinoza P. 2017

### 3.3 Toma de datos en el usuario en las posiciones radiográficas con el prototipo desarrollado.

En las siguientes figuras se muestra las posiciones radiográficas con el uso del prototipo.

**Tabla 6-3:** Datos en las posiciones radiográficas, con el prototipo en el usuario 4.

CIFOSIS	LORDOSIS
58	19

Realizado por: Lilia H. Espinoza P. 2017

**Tabla 7-3:** Datos tomados con el goniómetro pro en la cifosis torácica, en el usuario 4.

USUARIO	T1-T2	T12-L1	ANG. CIFOSIS
4	55	2	57

Realizado por: Lilia H. Espinoza P. 2017

**Tabla 8-3:** Datos tomados con el goniómetro pro en la lordosis lumbar, en el usuario 4.

USUARIO	T12-L1	L4-L5	ANG. LORDOSIS
4	1	18	19

Realizado por: Lilia H. Espinoza P. 2017

### 3.4 Toma de datos en los usuarios en posición de bipedestación con el prototipo desarrollado.

En los usuarios como vemos en las figuras se les coloco el dispositivo correctamente, y se procedió a la toma de los respectivos datos en posición de bipedestación, de las dos zonas de curvatura en el plano lateral de la columna vertebral, la cifosis torácica y la lordosis lumbar.

Se tomo una muestra de 35 personas en donde se clasificaron en dos partes 20 usuarios menores de 18 años, en los cuales 18 muestras nos ayudaron los estudiantes del colegio Pensionado Americano y 2 muestras fueron tomadas en niños de 10 y 6 años, no se tomó muchas muestras, ya que el prototipo les quedo extremadamente grande. Además, se tomó 15 muestras en personas mayores de 18 años. Todos los datos fueron escogidos de manera aleatoria, tanto personas altas como pequeñas.

En la siguiente figura se muestra las posiciones de bipedestación con el uso del prototipo.



**Figura 4-3.** Fotografía de usuario, posición de bipedestación medición con el prototipo.

Realizado por: Lilia H. Espinoza P. 2017

### 3.5 Análisis y validación de resultados

Para el análisis la exactitud que tiene el prototipo desarrollado con respecto a la aplicación del goniómetro digital usada de forma manual su obtención de datos, en cada uno de los usuarios y

en la posición de bipedestación. Además, de realizar el análisis de exactitud, al comparar al usuario con el método de Cobb calculado en las radiografías usadas.

A continuación, con la tabla 9-3, en donde se muestran los datos obtenidos en las posiciones radiográficas, se realiza la comparación respectiva como se muestra a continuación, tanto en la zona de curvatura de la cifosis torácica como en la lordosis lumbar.

**Tabla 9-3:** Resultados calculados con el método de Cobb de las radiografías.

USUARIO 1	
RADIOGRAFIA	
CIFOSIS TORACICA	56
LORDOSIS LUMBAR	20

Realizado por: Lilia H. Espinoza P. 2017

En donde la diferencia entre el ángulo obtenido por el método de Cobb y el obtenido con el prototipo se tiene:

$$Diferencia = 58 - 56 = 2$$

$$Porcentaje\ de\ diferencia = \frac{2}{56} = 0.0357 = 3.57\%$$

Los valores tomados del prototipo tienen un error de 3.57%, este error es mínimo y demuestra que existe exactitud de un mínimo de grados en la zona de la cifosis torácica es de 2°.

En donde la diferencia entre el ángulo obtenido por el método de Cobb y el dato obtenido con el prototipo se tiene:

$$Diferencia = 20 - 19 = 1$$

$$Porcentaje\ de\ diferencia = \frac{1}{20} = 0.05 = 5\%$$

Los valores tomados del prototipo tienen un error de 5%, este error es mínimo y demuestra que existe exactitud de un mínimo de grados en la zona de la lordosis lumbar es de 1°.

Se pudo obtener los datos a continuación del usuario 4 en la tabla a continuación para el ángulo de la cifosis torácica y lordosis lumbar con el prototipo y el goniómetro digital medido de forma manual.



En la tabla 10-3, se muestra los datos para la comparación con el prototipo y la medición manual con el goniómetro digital, de las zonas de curvatura cifosis torácica y lordosis lumbar en posición de sedestación, en el usuario 1.

**Tabla 10-3:** Datos del prototipo y medición con G-pro, del usuario 4.

USUARIO 4			
POSICION DE SEDESTACIÓN			
CIFOSIS TORACICA PROTOTIPO	CIFOSIS TORACICA MANUAL GONIOMETRO	LORDOSIS LUMBAR PROTOTIPO	LORDOSIS LUMBAR MANUAL GONIOMETRO
58	19	57	19

**Realizado por:** Lilia H. Espinoza P. 2017

En donde la diferencia entre la media ángulo obtenido por el prototipo y la obtenida manualmente con el goniómetro digital se tiene:

$$Diferencia = 58 - 57 = 1$$

$$Porcentaje\ de\ diferencia = \frac{1}{57} = 0.0175 = 1.75\%$$

Los valores tomados del prototipo tienen un error mínimo de 1.75%, demostrando que existe exactitud en los valores medidos y un mínimo de grados de error en la zona cifosis torácica en posición de sedestación es de 1°.

En donde la diferencia entre la media ángulo obtenido por el prototipo y la obtenida manualmente con el goniómetro digital se tiene:

$$Diferencia = 19 - 19 = 0$$

$$Porcentaje\ de\ diferencia = \frac{0}{19} = 0\%$$

Los valores tomados del prototipo tienen un error mínimo de 0%, demostrando que existe exactitud en los valores medidos y un mínimo de grados de error en la zona lordosis lumbar en posición de sedestación es de 0°.

Con los datos obtenidos en la radiografía y con el prototipo, resulto 2 grados de error en la medición con el prototipo en la zona de la cifosis torácica y 1 grado de error en la lordosis lumbar en comparación del prototipo con la radiografía, mientras que al comparar con el goniómetro Pro y la radiografía se tiene un error de 1 grado tanto en la zona de curvatura de la cifosis torácica y la lordosis lumbar.

Para saber también que diferencia existe entre la medición radiográfica que es más exacta y la medición con el goniómetro digital, como nos muestra a continuación.

En donde la diferencia entre la media ángulo obtenido por la radiografía y la obtenida manualmente con el goniómetro digital se tiene, en la zona de la cifosis torácica:

$$\text{Diferencia} = 57 - 56 = 1$$

$$\text{Porcentaje de diferencia} = \frac{1}{56} = 0.0179 = 1.79\%$$

Los valores tomados del prototipo tienen un error mínimo de 1.79%, demostrando que existe exactitud próxima en los valores medidos y un error en grados de en la zona cifosis torácica en posición de sedestación es de 1°.

En donde la diferencia entre la media ángulo obtenido por la radiografía y la obtenida manualmente con el goniómetro digital se tiene, en la zona de la lordosis lumbar:

$$\text{Diferencia} = 20 - 19 = 1$$

$$\text{Porcentaje de diferencia} = \frac{1}{20} = 0.05 = 5\%$$

Los valores tomados del prototipo tienen un error mínimo de 5%, demostrando que existe exactitud próxima en los valores medidos y un error en grados de en la zona lordosis lumbar en posición de sedestación es de 1°.

De esta manera podemos decir que tener 1 grado de error en cada zona con el goniómetro digital es mínimo, para dar un dato que pueda ser de ayuda para el diagnóstico respectivo de las curvaturas de la columna vertebral.

En las figuras a continuación, se visualizan los estudiantes del colegio Pensionado Americano que aportaron con el trabajo de grado para realizar las mediciones respectivas.



**Figura 5-3.** Fotografía de estudiantes del Colegio Pensionado Americano.  
Realizado por: Lilia H. Espinoza P. 2017



**Figura 6-3.** Fotografía de dos estudiantes, con el uso del prototipo.  
Realizado por: Lilia H. Espinoza P. 2017



**Figura 7-3.** Fotografía de dos personas mayores, con el uso del prototipo.  
Realizado por: Lilia H. Espinoza P. 2017



**Figura 8-3.** Fotografía de joven con alteración en la zona torácica.  
 Realizado por: Lilia H. Espinoza P. 2017

En la siguiente lista se muestra cómo se valoró si el dispositivo puede diagnosticar alguna alteración en la columna vertebral, donde se muestra en la tabla a continuación:

**DETALLE**

*Cifosis torácica (20° - 40°) y Lordosis lumbar (20° - 40°)*

*Cifosis torácica < 20°*

*Cifosis torácica > 40°*

*Lordosis lumbar < 20°*

*Lordosis lumbar > 40°*

*Si la diferencia en la zona cifosis es > 5°*

*Si la diferencia en la zona lordosis es > 5°*

**VALORACION CUALITATIVA**

Normal
Rectificación zona cifosis
Aumento zona cifosis
Rectificación zona lordosis
Aumento zona lordosis
Error zona cifosis
Error zona lordosis

**Tabla 11-3:** Datos obtenidos de los estudiantes del colegio Pensionado Americano.

INDIVIDUO	EDAD	SEXO	ESTATURA (cm)	PECHO (cm)	CINTURA (cm)	LONGITUD DE ESPALDA (cm)	PROTOTIPO		GONIOMETRO DIGITAL		DIFERENCIAS		ALTERACION DE CURVATURA
							CIFOSIS TORACICA	LORDOSIS LUMBAR	CIFOSIS TORACICA	LORDOSIS LUMBAR	CIFOSIS TORACICA	LORDOSIS LUMBAR	
1	16	F	140	82	68	40	33	37	33	35	4	2	Normal
2	17	M	183	83	78	49	50	38	36	24	14	14	Error Ambas Zonas
3	17	M	170	97	88	40	38	29	34	15	4	14	Error Zona Lumbar
4	17	M	169	75	71	42	29	18	34	22	5	4	Normal
5	17	M	175	85	76	44	34	18	37	17	3	1	Existe Rectificación Zona Lumbar
6	17	M	170	97	82	47	31	23	38	24	7	1	Error Zona Torácica
7	17	F	158	90	76	39	24	12	24	12	0	0	Existe Rectificación Zona Lumbar
8	17	F	160	85	78	40	25	15	30	21	5	6	Error Zona Lumbar
9	16	F	150	89	73	40	25	22	28	29	3	7	Error Zona Lumbar
10	16	F	160	97	85	43	23	9	24	10	1	1	Existe Rectificación Zona Lumbar
11	16	M	175	79	69	45	41	25	38	25	3	0	Normal
12	16	M	173	120	86	46	31	31	33	25	2	8	Error Zona Lumbar
13	16	F	167	107	87	43	29	18	28	20	1	2	Normal
14	16	F	160	93	77	39	30	19	31	20	1	1	Normal
15	16	F	156	105	92	43	28	19	26	26	2	7	Error Zona Lumbar
16	16	M	160	83	62	43	26	22	29	20	3	2	Normal
17	16	F	150	81	68	41	28	33	44	45	16	12	Error Ambas Zonas

18	15	F	151	87	70	40	17	10	20	21	3	11	Error Zona Lumbar
----	----	---	-----	----	----	----	----	----	----	----	---	----	-------------------

Realizado por: Lilia H. Espinoza P. 2017

**Tabla 12-3:** Datos obtenidos de dos niños.

INDIVIDUO	EDAD	SEXO	ESTATURA (cm)	PECHO (cm)	CINTURA (cm)	LONGITUD DE ESPALDA (cm)	PROTOTIPO		GONIOMETRO DIGITAL		DIFERENCIAS	
							CIFOSIS TORACICA	LORDOSIS LUMBAR	CIFOSIS TORACICA	LORDOSIS LUMBAR	CIFOSIS TORACICA	LORDOSIS LUMBAR
1	10	F	140	70	65	36	26	16	23	27	3	11
2	6	M	114	52	52	35	25	18	32	37	7	19

Realizado por: Lilia H. Espinoza P. 2017

**Tabla 13-3.** Datos obtenidos de 12 personas mayores que no presentan diagnóstico.

INDIVIDUO	EDAD	SEXO	ESTATURA (cm)	PECHO (cm)	CINTURA (cm)	LONGITUD DE ESPALDA (cm)	PROTOTIPO		GONIOMETRO DIGITAL		DIFERENCIAS		ALTERACION DE CURVATURA
							CIFOSIS TORACICA	LORDOSIS LUMBAR	CIFOSIS TORACICA	LORDOSIS LUMBAR	CIFOSIS TORACICA	LORDOSIS LUMBAR	
1	25	F	179	98	90	47	46	24	47	25	1	1	Aumento Zona Cifosis
2	46	M	158	86.5	77	40	20	3	18	6	2	3	Rectificación Zona Lumbar
3	22	F	165	88	75	44	32	18	35	18	3	0	Rectificación Zona Lumbar
4	24	M	164	83	70	42	42	41	42	39	0	2	Aumento Zona Cifosis
5	54	F	174	96	89	46	38	20	37	18	1	2	Normal

6	24	F	145	94	82	49	42	32	40	26	2	6	Normal
7	26	F	165	96	84	43	45	33	41	36	4	3	Aumento Zona Cifosis
8	34	F	158	95	81	40	28	20	28	21	0	1	Normal
9	49	F	153	96	76	44	41	18	25	20	16	2	Error Zona Torácica
10	47	M	163	106	86	48	35	26	35	18	0	8	Error Zona Lumbar
11	22	M	174	103	85	51	41	20	36	27	5	7	Error Zona Lumbar
12	21	F	160	94	75	48	40	22	35	19	5	3	Normal

Realizado por: Lilia H. Espinoza P. 2017

**Tabla 14-3.** Datos obtenidos de 2 personas mayores que presentan alteraciones.

INDIVIDUO	EDAD	SEXO	ESTATURA (cm)	PECHO (cm)	CINTURA (cm)	LONGITUD DE ESPALDA (cm)	PROTOTIPO		GONIOMETRO DIGITAL		DIFERENCIAS		ALTERACION DE CURVATURA
							CIFOSIS TORACICA	LORDOSIS LUMBAR	CIFOSIS TORACICA	LORDOSIS LUMBAR	CIFOSIS TORACICA	LORDOSIS LUMBAR	
1	60	F	159	89	86	47	56	24	52	26	4	2	Aumento Zona Cifosis
2	25	M	172	98	89	51	47	22	53	26	6	3	Aumento Zona Cifosis

Realizado por: Lilia H. Espinoza P. 2017

Con los datos obtenidos a continuación se calculó los promedios de cada uno de los datos recogidos para su respectivo análisis, además se realizó una diferencia entre las mediciones obtenidas con el prototipo y las mediciones con la aplicación del goniómetro G-Pro, con la finalidad de conocer cuáles serán los usuarios que podrán usar el dispositivo sin tener errores de medición mayores a 5 grados. Por tal motivo para su análisis se tomó toda la información de las personas que tenían una diferencia tanto en la cifosis como en la lordosis menor a 5 grados. Para lo cual se obtuvieron las siguientes tablas a continuación.

**Tabla 15-3.** Datos escogidos en los estudiantes con diferencia menor a 5 grados.

N.	EDAD	ESTATURA	PECHO	CINTURA	LONG. ESPALDA	PROTOTIPO		G-PRO		DIFERENCIAS	
						CIFOSIS	LORDOSIS	CIFOSIS	LORDOSIS	CIFOSIS	LORDOSIS
1	16	140	82	68	40	33	37	32	35	4	2
4	17	169	75	71	42	29	18	34	22	5	4
5	17	175	85	76	44	34	18	37	17	3	1
7	17	158	90	76	39	24	12	24	12	0	0
10	16	160	97	85	43	23	9	24	10	1	1
11	16	175	79	69	45	42	25	38	25	3	0
13	16	167	107	87	43	29	18	28	20	1	2
14	16	160	93	77	39	30	19	31	20	1	1
16	16	160	83	62	43	26	22	29	20	3	2
	Media	162.6	87.89	74.56	42				Media	2.33	1.44

Realizado por: Lilia H. Espinoza P. 2017

Concluyendo que el dispositivo está diseñado para personas con una media de estatura de 162.6cm, medida de pecho de 87.89cm, cintura de 74.56cm y longitud de espalda de 42 cm. Obteniéndose un error medio de 2.33° en la cifosis torácica y de 1.44° en la lordosis lumbar.

**Tabla 16-3:** Datos escogidos en los estudiantes con diferencia mayor a 5 grados.

N.	EDAD	ESTATURA	PECHO	CINTURA	LONG. ESPALDA	PROTOTIPO		G-PRO		DIFERENCIAS	
						CIFOSIS	LORDOSIS	CIFOSIS	LORDOSIS	CIFOSIS	LORDOSIS
2	17	183	83	78	49	50	38	36	24	14	14
3	17	170	97	88	40	38	29	34	15	4	14
6	17	170	97	82	47	31	23	38	24	7	1
8	17	160	85	78	40	25	15	30	21	5	6
9	16	150	89	73	40	25	22	28	29	3	7
12	16	173	120	86	46	31	31	33	25	2	8
15	16	156	105	92	43	28	33	44	45	16	12
17	16	150	81	68	41	28	33	44	45	16	12
18	15	151	87	70	40	17	10	20	21	3	11
	Media	157	93.78	79.44	42.89				Media	6.22	8.89

Realizado por: Lilia H. Espinoza P. 2017



Concluyendo el dispositivo no está diseñado para personas con una media de estatura de 157cm, medida de pecho de 93.78cm, cintura de 79.44cm y longitud de espalda de 42.89 cm. Obteniéndose un error medio de 6.22° en la cifosis torácica y de 8.89° en la lordosis lumbar.

Con lo que se puede concluir de los resultados obtenidos en los estudiantes del colegio Pensionado Americano, que el prototipo está diseñado para tomar mediciones con un aproximado de error de 2.33° en la zona torácica y de 1.44° en la zona lumbar, a personas que tengan un promedio de estatura de 162.6 cm y contextura con medidas aproximadas de pecho 87.89 cm, cintura 74.56 cm y 42 cm.

**Tabla 17-3:** Datos escogidos en personas mayores con diferencia menor a 5 grados.

N.	EDAD	ESTATURA	PECHO	CINTURA	LONG. ESPALDA	PROTOTIPO		G-PRO		DIFERENCIAS	
						CIFOSIS	LORDOSIS	CIFOSIS	LORDOSIS	CIFOSIS	LORDOSIS
1	24	179	98	90	47	46	24	47	25	1	1
2	46	158	86.5	77	40	20	3	22	6	2	3
3	22	165	88	75	44	32	18	35	18	3	0
4	24	164	83	70	42	42	41	42	39	0	2
5	54	174	96	89	46	38	20	37	18	1	2
7	26	165	96	84	43	45	33	41	36	4	3
8	34	158	95	81	40	28	20	28	21	0	1
13	2	160	94	75	48	40	22	35	19	5	3
	Media	165.375	92.1	80.13	43.75				Media	2	1.88

Realizado por: Lilia H. Espinoza P. 2017

El dispositivo está diseñado para personas con una media de estatura de 165.375 cm, medida de pecho de 92.1 cm, cintura de 90.13cm y longitud de espalda de 43.75 cm. Obteniéndose un error medio de 2° en la cifosis torácica y de 1.875° en la lordosis lumbar.

**Tabla 18-3.** Datos escogidos en personas mayores con diferencia mayor a 5 grados.

N.	EDAD	ESTATURA	PECHO	CINTURA	LONG. ESPALDA	PROTOTIPO		G-PRO		DIFERENCIAS	
						CIFOSIS	LORDOSIS	CIFOSIS	LORDOSIS	CIFOSIS	LORDOSIS
6	24	145	94	82	49	42	32	40	26	2	6
9	49	153	96	76	44	35	26	25	20	16	2
11	47	163	106	86	48	35	26	35	18	0	8
12	22	174	103	85	51	41	20	36	27	5	7
	Media	158.75	99.75	82.25	48				Media	5.25	5.75

Realizado por: Lilia H. Espinoza P. 2017

Se dice que el dispositivo no está diseñado para personas con una media de estatura de 158.75 cm, medida de pecho de 99.75 cm, cintura de 82.25 cm y longitud de espalda de 48 cm. Obteniéndose un error medio de 5.75° en la cifosis torácica y de 5.75° en la lordosis lumbar.

**Tabla 19-3:** Datos en dos niños de 10 y 6 años.

N.	EDAD	ESTATURA	PECHO	CINTURA	LONG. ESPALDA	PROTOTIPO		G-PRO		DIFERENCIAS	
						CIFOSIS	LORDOSIS	CIFOSIS	LORDOSIS	CIFOSIS	LORDOSIS
1	10	140	70	65	36	26	16	23	27	3	11
2	6	114	52	52	35	25	18	32	37	7	19

Realizado por: Lilia H. Espinoza P. 2017

A los dos niños el prototipo les quedó muy grande así que los datos tomados son irreales. A continuación, se muestra en la figura la foto del niño de 6 años.



**Figura 9-3:** Fotografía del niño de 6 años.

Realizado por: Lilia H. Espinoza P. 2017

Por este motivo no se analizaron los datos ya que el prototipo nos dio errores grandes en la lordosis lumbar al estar los sensores ubicados de forma errónea en el niño, dándonos como error mayor a 10°, así como en la cifosis un error de 7° en el niño de 6 años y un error de 3° en la niña de 10 años, esto puede ser por sus medidas del tórax y su estatura, aunque de la misma manera el error en la lordosis lumbar es mayor por la incorrecta ubicación de los sensores en la espalda de la niña.

A continuación, se analizarán a dos usuarios que fueron diagnosticados problemas en la columna vertebral, en donde el individuo de sexo femenino se le diagnosticó que sus vértebras están ya calcificadas por este motivo no puede modificar su postura ni con terapias de rehabilitación debido a su avanzada edad. Mientras que el usuario de sexo masculino su edad le permite corregir

la alteración existente en la curvatura por lo que este usuario está asistiendo a terapias ya que presenta dolor en la zona lumbar. Se muestra la tabla de las características de los dos usuarios con sus respectivos valores obtenidos en las respectivas curvaturas.

**Tabla 20-3:** Datos en dos personas que han sido diagnosticadas alteraciones.

N.	EDAD	ESTATURA	PECHO	CINTURA	LONG. ESPALDA	PROTOTIPO		G-PRO		DIFERENCIAS	
						CIFOSIS	LORDOSIS	CIFOSIS	LORDOSIS	CIFOSIS	LORDOSIS
1	60	159	89	86	47	54	24	52	26	2	2
2	25	172	98	89	50	49	22	53	26	4	3
									MEDIA	3	2.5

**Realizado por:** Lilia H. Espinoza P. 2017

Con los resultados de la tabla anterior se puede observar que el dispositivo si nos puede ayudar al diagnóstico médico de personas que ya tienen problemas de curvatura de la columna vertebral, en estos casos vemos en la persona de 60 años un problema en la zona de la cifosis torácica con 54° de curvatura y un error de 2 grados con respecto al goniómetro digital. Mientras que la persona de 25 años tiene también un problema en la misma zona mostrándome el resultado de 49°, en la zona torácica dándome un error de 4° con respecto al goniómetro digital. por ser un rango mayor al de 40°, considerado como una alteración en la zona se puede decir que si puede diagnosticar o dar seguimiento a un problema en la columna vertebral.

Se puede concluir que el dispositivo puede llegar a detectar una mala postura que tome el usuario, y podrá dar aviso por medio de una alarma y una imagen que indique la zona afectada, con la finalidad de que el usuario tome una buena higiene postural y con el uso continuo del dispositivo llegue a minorar la posibilidad de que requiera gastos económicos excesivos en tratamientos médicos.

Además, se realizó una demostración del cálculo del ángulo de curvatura en un individuo en posición de bipedestación y de sedestación con la finalidad de observar cual es la diferencia de ángulos que puede generar en el cambio de estas posturas.

En las figuras se aprecia la persona en posición de bipedestación y sedestación con el uso del dispositivo.



**Figura 10-3:** Captura de datos y fotografía posición de sedestación.  
Realizado por: Lilia H. Espinoza P. 2017



**Figura 11-3:** Captura de datos y fotografía en posición de bipedestación.  
Realizado por: Lilia H. Espinoza P. 2017

La tabla a continuación nos muestra los ángulos obtenidos en el individuo tanto en la curvatura torácica como en la lumbar.

**Tabla 21-3:** Datos de un individuo en posición de sedestación y bipedestación

CURVATURAS	BIPEDESTACIÓN	SEDESTACIÓN	DIFERENCIA	PORCENTAJE
CIFOSIS TORÁCICA	30	29	1	3.33%
LORDOSIS LUMBAR	21	11	10	47%

Realizado por: Lilia H. Espinoza P. 2017

Se concluye que los ángulos de la cifosis torácica no varían significativamente: la diferencia es de 1°. Mientras que los ángulos de la lordosis lumbar varían teniendo como resultado los ángulos en la posición de bipedestación de 21° y en la posición de sedestación de 11°, teniendo una diferencia de 10° o en porcentaje el 47% menos de angulación en la posición de sedestación con respecto al ángulo en posición de bipedestación.

Finalmente, con este análisis con el uso del dispositivo desarrollado, se puede corroborar la información obtenida en un estudio desarrollado por el Doctor Pedro Luis Rodriguez Garcia, titulado Análisis de la Columna Vertebral, de la Universidad de Murcia, que menciona: pasar de la bipedestación a la sedestación produce cambios en la angulación de la lordosis teniendo un decremento en su angulación y concluye en su estudio que aproximadamente los ángulos en la zona de la lordosis están en un rango de decremento de 6°-14°, según el estudio realizado en diferentes personas.

### 3.6 Resultados de la aplicación desarrollada en el móvil

La aplicación móvil desarrollada, tiene la capacidad de controlar el sistema para activar dos funciones creadas como son trabajo para monitoreo de las curvaturas fisiológicas de la columna vertebral y para almacenamiento de información en la base de datos, ayudándonos de esta manera para un posterior diagnóstico por el médico. A continuación, se presentan las figuras de la parte de monitoreo y búsqueda de información.



**Figura 12-3.** Captura de aplicación móvil.  
Realizado por: Lilia H. Espinoza P. 2017

### 3.7 Resultados de la página web

En la página web, se puede realizar una búsqueda por medio del código del usuario, y nos mostrara los detalles del paciente, como es el nombre, la edad, la fecha de cada dato con sus respectivos ángulos de curvatura, así como se muestra en la siguiente figura 11-3 a continuación.



**Figura 13-3.** Captura de pantalla de página web con muestra de datos.  
Realizado por: Lilia H. Espinoza P. 2017

### 3.8 Autonomía del dispositivo

Características del módulo Lolin Nodemcu.

- Voltaje de entrada: 5V
- Voltaje de salida de los pines: 3.3V
- Corriente nominal por pin: 12ma
- Consumo de corriente en stand-by (espera): 80mA-80Mhz
- Corriente de consumo al recibir peticiones Cliente o Servidor: 110mA

Características de la fuente de alimentación.

- Modelo Samsung
  - Voltaje de salida: 5V
  - Amperios hora: 6000mAh o 6Ah

- Corriente de salida: 1A

Características de MPU8050:

- Voltaje de entrada: 3.3V
- Corriente de consumo: 3.8mA

Se tomó las medidas de la corriente que consume el sistema en funcionamiento y el sistema en tiempo de espera (stand-by), con ayuda de un multímetro, para así calcular del tiempo de autonomía del sistema:

$I = 100mA$  cuando el servidor y sensores entran en funcionamiento

$$t(\text{Duracion de la bateria}) = \frac{\text{Capacidad por hora}}{I} = \frac{6000mAh}{100mA} = 60h$$

$I = 80mA$  stand-by

$$t(\text{Duracion de la bateria}) = \frac{\text{Capacidad por hora}}{I} = \frac{6000mAh}{80mA} = 75h$$

O podemos calcular de la siguiente manera, obteniendo el mismo resultado:

$$\text{Carga de la bateria} = 5V * 6Ah = 30Wh$$

$$\text{Consumo} = 5V * 0.1A = 0.5W$$

$$\text{Duracion de la bateria} = \frac{30Wh}{0.5W} = 60h$$

Con los resultados calculados, muestra que el dispositivo tiene una autonomía de 60 horas de funcionamiento continuo junto con sensores, modulo y servidor web.

### 3.9 Presupuesto del proyecto de grado

En la tabla se muestra listado la cantidad, el elemento, el precio unitario y el precio total de cada uno de los materiales que se usaron para el desarrollo del proyecto de grado.

**Tabla 29-3:** Presupuesto del prototipo.

Cantidad	Elemento	Precio Unitario \$	Precio Total \$
1	Lolin Node Mcu	12	12
3	Sensores	11	33
1	Banco de baterías	17	17
1	Tela	6	6
1	Elástico grueso	6	6
1	Faja correctora de postura	13	13
1	Goniómetro de plástico	14	14
1	Taladro pros kit	52	52

1	Baquelita de vidrio	6	6
1	Acido	2	2
2	brocas	0,5	1
1	Estaño	1	1
1	Cautín	17	17
2	Radiografías	30	60
3	Asesorías con el medico	20	60
1	Router	35	35
4	Taxi para movilización	3	12
5	Viajes a la ciudad de Tena, para consultar con el médico.	15	75
1	Viaje a Quito comprar materiales electrónicos	9.3	9.3
		Total	431.3

**Realizado por:** Lilia H. Espinoza P. 2017



## CONCLUSIONES

- Se puede concluir que los espacios adecuados para ubicar los sensores en la espalda están: el primer sensor a una distancia entre las vértebras T1-T2, el segundo sensor entre las vértebras T12 - L1 y el tercer sensor en las vértebras entre L4-L5. Donde con el uso del primer y segundo sensor podemos calcular el ángulo de curvatura de la cifosis torácica mientras que con el segundo y tercer sensor se calcula el ángulo de la lordosis lumbar.
- Se calibró los sensores teniendo como punto inicial el cero donde el sensor es ubicado verticalmente, para medir el movimiento en el eje x del acelerómetro y del giroscopio de esta manera se toma en cuenta que su ángulo variara perpendicularmente con respecto a la superficie terrestre.
- En el procesamiento de datos se usó el estadístico denominado media o promedio, con respecto a 100 datos, de esta manera el dato será usado para el posterior diagnóstico con el médico.
- La información es almacenada en una base de datos, para luego ser enviada a una página web y una aplicación móvil que es la que controla el prototipo, se puede concluir que es de fácil acceso para el usuario sin tener conocimientos de electrónica ni informática.
- Al evaluar la confianza del sistema y analizar los resultados del dispositivo se puede concluir que puede ser usado en personas con una estatura entre 158 cm y 165 cm, con una medida de pecho desde 87.89 cm a 92.1 cm, con una medida de cintura desde 74.56 cm a 80.13cm y con la longitud de la espalda entre 42 y 43.75 cm, en donde se tiene un error de 2.33° en la cifosis torácica y de 1.88° en la lordosis lumbar que no incide para el diagnóstico.
- También con los datos tomados en el marco de resultados a niños menores de 10 años, el dispositivo necesita de adecuaciones, porque sus características físicas no permiten tener resultados reales ya que los sensores no llegan a ubicarse en las zonas adecuadas para su respectiva toma de datos.
- Además, con los datos obtenidos en el cálculo del ángulo de Cobb en la radiografía y al compararlo con el ángulo generado del dispositivo, se tiene una diferencia de 2° de error en la zona torácica y 1° de error en la zona lumbar, por lo que podemos decir que el prototipo posee un pequeño error en su medición que puede ser insignificante para dar un diagnóstico médico, y para monitorear la columna vertebral en caso de alguna posible alteración, ayudar a que el usuario tenga una buena higiene postural.
- Se hizo una prueba con dos personas que tienen alteración en la curvatura de la cifosis torácica en donde se presentó un error medio de 3° y en la zona de la lordosis lumbar de 2.5°, pero se pudo constatar con el dispositivo que sus curvaturas son incorrectas y pueden llegar a tener problemas en su salud. Así, que se puede concluir que el dispositivo nos

puede ayudar con el diagnóstico médico de las alteraciones de la columna vertebral sea por pérdida de la curvatura o incremento excesivo de la curvatura, cualquiera de los dos casos genera molestias en la persona.

- Finalmente, el prototipo mide dos curvaturas fisiológicas de la columna vertebral, y es capaz de monitorear y enviar los datos para posteriormente ser visualizados por el médico, y además el usuario pueda tener un sistema de alertas cuando llegue a tomar una posición incorrecta o dañina para su columna vertebral.

## RECOMENDACIONES

- Este prototipo debe ser usado sin ninguna prenda de vestir debajo de este para minorar el error que la ropa puede llegar a provocar.
- Para mejor el diseño se debe usar un material que se adhiera a la espalda del usuario y con el movimiento no llegue a desalinearse de los puntos de medición de la curvatura.
- La caja donde se encuentra el circuito debe ser más pequeña para tener un uso práctico y que no incomode al usuario.
- Se recomienda tomar en cuenta las características físicas de los usuarios para el uso del dispositivo, siendo necesario el diseño de la mima a diferentes tallas, para una buena obtención de datos.
- El usuario debe tener cargada la batería del dispositivo, para poderlo monitorear 60 horas continuas, teniendo así datos más exactos de su variación postural que ha tomado en este periodo de tiempo.
- Se recomienda tomar en cuenta que en la posición de bipedestación los ángulos de curvatura son mayores en la zona de la lordosis lumbar más que cuando el usuario se encuentra en posición de sedestación un aproximado de  $6^{\circ}$  –  $14^{\circ}$  menos según el estudio realizado en un Análisis de la Columna Vertebral por el Doctor Pedro Luis Rodriguez Garcia.

## BIBLIOGRAFÍA

**BERNAL, Luis.** Redes y Tecnología. *Fisioterapeutas, Goniómetro Pro*. [en línea]. 2 de febrero de 2015. [Consultado: 13 junio 2017]. Disponible en: <http://fisioeducacion.net/fisios/redes/325-goniometropro>.

**PHAN, Khoa.** “BACKBONE”. *Bifrost Biotech, Inc.* [en línea]. 2016.[Consultado: 21 septiembre 2017]. Disponible en: [https://www.kickstarter.com/projects/gobackbone/backbone-the-smart-easy-way-to-a-healthy-back?ref=category\\_most\\_backed](https://www.kickstarter.com/projects/gobackbone/backbone-the-smart-easy-way-to-a-healthy-back?ref=category_most_backed).

**BLOOMFIELD, Dr Haines.** Google Play. *Tienda de Aplicaciones*. [En línea]. 8 de Mayo de 2016. [Consultado: 21 septiembre 2017]. Disponible en: <https://play.google.com/store/apps/details?id=com.FiveFufFive.GoniometerProPreviewAndroid&hl=es>.

**CACCAVALE, Giuseppe.** “ARDUINO. ROLL, PITCH E YAW CON MPU6050 – ARDUINO”. [En línea]. 5 de Febrero de 2016. [Consultado: 4 marzo 2017]. Disponible en: <http://www.giuseppecaccavale.it/arduino/roll-pitch-e-yaw-con-mpu6050-arduino/>

Cervical Spine | Clinical Gate. *iKnowledge*. [En línea]. 16 de Marzo de 2015. Consultado: 4 diciembre 2017]. Disponible en: <https://clinicalgate.com/cervical-spine-3/>.

Columna Vertebral. *Amici. Formación en fitness y salud*. [en línea]. 25 de abril de 2013. Disponible en: <http://www.amicivirtual.com.ar/index.php?id=91>

**CORPOREWEAR.** WeblogsSL. *Si necesitas mejorar tu postura, la camiseta Corporewear te lo pone facil*. [En línea]. 10 de Noviembre de 2014. [Consultado: 8 marzo 2017]. Disponible en: <https://belleza.tendencias.com/tratamiento-corporal/si-necesitas-estar-mas-recta-la-camiseta-corporewear-te-lo-pone-facil>.

**CUELLO, Javier y VITTONI, Jose.** Capítulo 1. *Capítulo 1: Las aplicaciones*. [en línea]. 2013. [Consultado: 8 marzo 2017]. Disponible en: <http://appdesignbook.com/es/contenidos/las-aplicaciones/>

**DÍAZ, Reyes I.** “mHealth y Wearables, una ayuda para tu espalda y mucho más,” Ministerio de Opinión. [en línea]. Abril 2016. [Consultado: 8 marzo 2017]. Disponible en: <http://ministeriodeopinion.com/ehealth-una-revolucion-en-la-salud/>

Dolor De Cuello. *Columna Vertebral*. *columnavertebral.net*. [en línea]. 01 de 05 de 2014. [Consultado: 8 marzo 2017]. Disponible en: <http://columnavertebral.net/dolor-de-cuello/>.

**SANCHEZ, Lorena.** “Cinco enfermedades más comunes en el trabajo.” *El Comercio*. [en línea]. 7 junio 2014. [Consultado: 8 marzo 2017]. Disponible en: <http://www.elcomercio.com/actualidad/enfermedades-laborales- iess-ecuador- lumbalgia.html>

**JARVIS, Edward.** “El dolor de espalda, muy frecuente.” *La Hora*. [en línea]. 1 marzo 2012. [Consultado: 8 marzo 2017]. Disponible en: <https://lahora.com.ec/noticia/1101289906/el-dolor-de-espalda-muy-frecuente->

**FINN, Alonso.** Solido Rigido. *El giroscopio*. [En línea]. 1970. [Consultado: 30 de noviembre 2016]. Disponible en: [http://www.sc.edu/es/sbweb/fisica\\_/solido/rotacion/giroscopo/giroscopo.html](http://www.sc.edu/es/sbweb/fisica_/solido/rotacion/giroscopo/giroscopo.html).

**GARCÍA, Dr. Pedro R.** Alteraciones de la columna vertebral. Instituto de ciencias del Deporte, pág. 2. [en línea]. 2014. [Consulta: 10 agosto 2017]. Disponible en: <http://ocw.um.es/gat/contenidos/palopez/contenidos/435552534f5f4d555343554c414349c3934e2e414c5445524143494f4e45535f434f4c554d4e415f56455254454252414c.pdf>

**GARDEY, Ana y Perez, Julian Porto.** Definicion.de. *Definicion de Sensor*. [En línea]. 2010. [Consulta: 30 de agosto 2017]. Disponible en: <https://definicion.de/sensor/>

**GARCIA, Dr. Emilio L. Juan.** “La Columna Dorsal y Lumbar”. *Cir. Ortopédica y traumatología.*, pág. 8. [en línea]. 2012. [Consulta: 15 agosto 2017]. Disponible en: [http://www.traumazaragoza.com/traumazaragoza.com/Documentacion\\_files/Movilidad%20de%20la%20columna%20dorsal%20y%20lumbar.pdf](http://www.traumazaragoza.com/traumazaragoza.com/Documentacion_files/Movilidad%20de%20la%20columna%20dorsal%20y%20lumbar.pdf)

- IÑIGEZ, Juan Diego.** “Diseño, construcción e implementación de un sistema de captura de movimiento para análisis ergonómico de riesgo laboral en las extremidades superiores.” (Tesis de maestría). Universidad Politécnica Salesiana, Cuenca. [en línea]. 2014. Disponible en: <https://dspace.ups.edu.ec/handle/123456789/7508>
- IKOYAN, Dan.** “Trueposture” Esta camiseta con sensor incorporado corrige tu postura corporal para eliminar el dolor de espalda. *Tecnoneo*. [en línea]. 3 octubre de 2015. [Consultado: 8 marzo 2017]. Disponible en: <http://www.tecnoneo.com/2015/10/esta-camiseta-con-sensor-incorporado.html>.
- “Información General De La Medula Espinal Y La Columna Vertebral.” *Aclifim. Asociación Cubana de Limitados Físico-Motores*. [en línea]. 9 de Julio de 2016. [Consultado: 18 septiembre 2017]. Disponible en: <http://www.aclifim.sld.cu/Info/InfoGenColumna.htm>
- RODRIGUEZ, J.** “ESP8266 y NodeMCU: la nueva generación de sistemas embebidos,” *Panamá Hitek*. [en línea]. 25 octubre 2016. [ Disponible en: <http://panamahitek.com/esp8266-y-nodemcu-la-nueva-generacion/>
- PRADA, Lic. Ángeles.** Ministerio de educacion Gobierno de España. *Higiene Postural*. [En línea]. 2010. [Consulta: 24 de junio 2017]. Disponible en: [http://recursos.cnice.mec.es/edfisica/publico/articulos/articulo2/articulo\\_2.php](http://recursos.cnice.mec.es/edfisica/publico/articulos/articulo2/articulo_2.php).
- LIEMOHN, Wendell.** “Prescripcion de ejercicio para la espalda.” *Knoxville, Tennessee : The McGraw-Hill Companies, Inc.* [en línea]. 2005. [Consulta: 15 de diciembre 2016]. Disponible en: <https://es.scribd.com/document/346009819/Prescripcion-de-Ejercicio-Para-La-Espalda-Wendell-Liemohn>
- LEWIS, Jeremy y VALENTINE, Rachel E.** “Clinical measurement of the thoracic kyphosis” *BioMed Central*. Pág. 7. [en línea]. 2010. Disponible en: <https://bmcmusculoskeletdisord.biomedcentral.com/articles/10.1186/1471-2474-11-39>
- LANG TAPIA, Moring.** “Estudio de la cifosis torácica y la lordosis lumbar mediante un dispositivo electro-mecanico computerizado no-invasivo (SPINALMOUSE).”s.l. : (Tesis de maestría). Editorial de la Universidad de Granada, 2011, Departamento de fisiologia facultad de medicina , pág. 7. Disponible en: <http://docplayer.es/13780695-Estudio-de-la-cifosis-toracica-y-la-lordosis-lumbar-mediante-un-dispositivo-electro-mecanico-computerizado-no-invasivo-spinalmouse.html>

**MAPFRE, Fundación.** Trauma Fundacion MAPFRE. *Valoración de una nueva herramienta, para el estudio del movimiento, en la valoración del daño corporal.* [en línea]. Diciembre de 2011. Disponible en:

[http://www.mapfre.com/fundacion/html/revistas/trauma/v22n4/pag02\\_01\\_con.html](http://www.mapfre.com/fundacion/html/revistas/trauma/v22n4/pag02_01_con.html).

Paginas Web. *Milenium.* [en línea]. 2017. Disponible en:  
<http://www.informaticamilenium.com.mx/es/temas/que-es-una-pagina-web.html>.

**MIRAMON, Arturo.** “Goniometro”. *Goniometro.net.* [en línea]. 2017. [Consultado: 30 de 7 de 2017]. Disponible en:

[http://www.mobilitysmart.cc/media/catalog/product/cache/1/image/300x/9df78eab33525d08d6e5fb8d27136e95/Standard\\_20cm\\_Or\\_30cm\\_Goniometer.jpg](http://www.mobilitysmart.cc/media/catalog/product/cache/1/image/300x/9df78eab33525d08d6e5fb8d27136e95/Standard_20cm_Or_30cm_Goniometer.jpg).

**MORENO, Jesús Miguel Plasencia.** Codegeando Tutoriales, notas y mas sobre programación #DevSoftFree #ZombieGeek. *PHP: WampServer Definicion, Instalación y configuración.* [en línea] 15 Marzo 2013. Disponible en: <https://codegeando.blogspot.com/2013/03/php-wampserver-definicion-instalacion-y.html>.

Tutorial Mpu6050, Acelerómetro Y Giroscopio. *Naylamp Mechatronics!*. [en línea] 25 junio 2015. Disponible en: [http://www.naylampmechatronics.com/blog/45\\_Tutorial-PU6050Aceler%C3%B3metro-y-Giroscopio.html](http://www.naylampmechatronics.com/blog/45_Tutorial-PU6050Aceler%C3%B3metro-y-Giroscopio.html).

**NOVOA, Jaime.** Genbeta. *Google lanza App Inventor for Android, una forma sencilla para crear aplicaciones.* [En línea] Genbeta, 12 de Julio de 2010. [Citado el: 15 de Agosto de 2017.] <https://www.genbeta.com/actualidad/google-lanza-app-inventor-for-android-una-forma-sencilla-para-crear-aplicaciones>.

Php: Mysql Y Acceso A Una Base De Datos - Introducción Al Desarrollo WEB. *iDESWEB.* [En línea]. 2012. [Consulta: 18 de mayo 2017]. <http://idesweb.es/proyecto/proyecto-prac10-php-mysql-acceso-base-de-datos>.

**RODRÍGUEZ, P.** “Alteraciones de la columna vertebral” *Facultad de Educación.* (Tesis Grados). Universidad de Murcia. [en línea]. Noviembre 2014. Disponible en:

<http://ocw.um.es/gat/contenidos/palopez/contenidos/435552534f5f4d555343554c414349c3934e2e414c5445524143494f4e45535f434f4c554d4e415f56455254454252414c.pdf>

**PRADO, Angeles.** *Higiene Postural*. EduSport - Ministerio de Educación y Ciencia, pág. 5.

[En línea]. 2010. Disponible en:

[http://recursos.cnice.mec.es/edfisica/publico/articulos/articulo2/higiene\\_postural.pdf](http://recursos.cnice.mec.es/edfisica/publico/articulos/articulo2/higiene_postural.pdf)

Problemas de espalda, un mal común. *20Minutos.es-Últimas Noticias*. [en línea]. 2017.

[Consulta: 30 de agosto 2017]. Disponible en:

<http://www.20minutos.es/noticia/1484201/0/problemas-espalda/mal-comun/poblacion/>

**HUESO, R. y ZURDO, Marín J.** “Valoración de una nueva herramienta, para el estudio del movimiento, en la valoración del daño corporal” *Instituto de Ergonomía MAPFRE, S.A.*

[en línea]. Enero 2012. Disponible en:

[http://www.mapfre.com/fundacion/html/revistas/trauma/v22n4/pag02\\_01\\_res.html](http://www.mapfre.com/fundacion/html/revistas/trauma/v22n4/pag02_01_res.html)

**SINCHE, Sandra.** “Columna vertebral y sus vértebras”. *Medicina. Utpl*. [En línea] 22 Junio 2014. Disponible en: <https://sjmsandrasinche.wordpress.com/2014/06/22/columna-vertebral-y-sus-vertebras/>.

**VALCARCE, Prof. Aldo.** *Física: Momento de Inercia y Aceleración Angular*. Pontificia Universidad Católica de Chile, pág. 16. [en línea]. 2014. Disponible en:

[http://www.astro.puc.cl/~avalcarc/FIS109A/16\\_Torque.pdf](http://www.astro.puc.cl/~avalcarc/FIS109A/16_Torque.pdf)

Wamp: Enjoyer Des Mails Via Php Avec Mail() | Apache | It-Connect. [en línea]. [Consultado: 30 junio 2017]. Disponible en: <https://www.it-connect.fr/wamp-envoyer-des-mails-via-php-avec-mail/>



## ANEXOS

### ANEXO A Código de Arduino del sistema

```
void loop() {
  // Check if a client has connected
  WiFiClient client = server.available();
  if (!client) {
    return;
  }

  // Wait until the client sends some data
  Serial.println("cliente nuevo");
  while(!client.available()){
    delay(1);
  }

  // Read the first line of the request
  String req = client.readStringUntil('\r');
  Serial.println(req);
  client.flush();
  delay(3);
int val;
if (req.indexOf("/gpio/2") != -1){
  val = 2;
  for(int m=0; m<=100;m++){
    for (int i=0;i<5;i++){
      digitalWrite(sen1,HIGH);
      digitalWrite(sen2,LOW);
      digitalWrite(sen3,LOW);
      accelgyro1.getAcceleration(&ax, &ay, &az);
      accelgyro1.getRotation(&gx, &gy, &gz);
      Acc=(atan(-1*(ax/131)/sqrt(pow((ay/131),2)+pow((az/131),2)))*3.14);
      Gy=gy/G_R;
      Angle = (0.9 *(Angle+Gy*0.010) + 0.1*Acc);
      A1=Angle;
      x=map(A1,0,78,0,90);
      AA1=abs(90-x);
      SA1=AA1;
      delay(2);
      digitalWrite(sen2,LOW);
      digitalWrite(sen1,HIGH);
      digitalWrite(sen3,HIGH);
      accelgyro2.getAcceleration(&ax1, &ay1, &az1);
      accelgyro2.getRotation(&gx1, &gy1, &gz1);
      Acc1=(atan(-1*(ax1/131)/sqrt(pow((ay1/131),2)+pow((az1/131),2)))*3.14);
      Gy1=gy1/G_R;
      Angle1 = (0.9 *(Angle1+Gy1*0.010) + 0.1*Acc1);
      A2=Angle1;
      x1=map(A2,0,80,0,90);
      SA2=abs(90-x1);
```

```

        delay(2);
        digitalWrite(sen3,HIGH);
        digitalWrite(sen2,LOW);
        digitalWrite(sen1,LOW);
        accelgyro3.getAcceleration(&ax2, &ay2, &az2);
        accelgyro3.getRotation(&gx2, &gy2, &gz2);
        Acc2=(atan(-1*(ax2/131)/sqrt(pow((ay2/131),2)+pow((az2/131),2)))*3.14);
        Gy2=gy2/G_R;
        Angle2= (0.86 *(Angle2+Gy2*0.010) + 0.14*Acc2);
        A3=Angle2;
        x2=map(A3,0,80,0,90);
        SA3=abs(90-x2);
        delay(2);
    }
    //Mostrar los valores por consola
        sum=abs(SA1+SA2);
        sum1=abs(SA2+SA3);
suma[m]=sum;
sumb[m]=sum1;
sa=sa+suma[m];
sb=sb+sumb[m];
}
promedioa=abs(sa/101);//600
promediob=abs(sb/101);
Serial.print("angulo cifosis: ");
Serial.print(promedioa);
Serial.print(" ");
Serial.print("angulo lordosis: ");
Serial.println(promediob);
sa=0;
sb=0;

} else if (req.indexOf("/gpio/3") != -1){
    val = 3;
    for(int m=0; m<=100;m++){
        for (int i=0;i<5;i++){
            digitalWrite(sen1,HIGH);
            digitalWrite(sen2,LOW);
            digitalWrite(sen3,LOW);
            accelgyro1.getAcceleration(&ax, &ay, &az);
            accelgyro1.getRotation(&gx, &gy, &gz);
            Acc=(atan(-1*(ax/131)/sqrt(pow((ay/131),2)+pow((az/131),2)))*3.14);
            Gy=gy/G_R;
            Angle = (0.9 *(Angle+Gy*0.010) + 0.1*Acc);
            A1=Angle;
            x=map(A1,0,78,0,90);
            AA1=abs(90-x);
            SA1=AA1;
            delay(2);
            digitalWrite(sen2,LOW);

```

```

digitalWrite(sen1,HIGH);
digitalWrite(sen3,HIGH);
  accelgyro2.getAcceleration(&ax1, &ay1, &az1);
  accelgyro2.getRotation(&gx1, &gy1, &gz1);
  Acc1=(atan(-1*(ax1/131)/sqrt(pow((ay1/131),2)+pow((az1/131),2))))*3.14);
  Gy1=gy1/G_R;
  Angle1 = (0.9 *(Angle1+Gy1*0.010) + 0.1*Acc1);
  A2=Angle1;
  x1=map(A2,0,80,0,90);
  SA2=abs(90-x1);
  delay(2);
digitalWrite(sen3,HIGH);
digitalWrite(sen2,LOW);
digitalWrite(sen1,LOW);
  accelgyro3.getAcceleration(&ax2, &ay2, &az2);
  accelgyro3.getRotation(&gx2, &gy2, &gz2);
  Acc2=(atan(-1*(ax2/131)/sqrt(pow((ay2/131),2)+pow((az2/131),2))))*3.14);
  Gy2=gy2/G_R;
  Angle2= (0.86 *(Angle2+Gy2*0.010) + 0.14*Acc2);
  A3=Angle2;
  x2=map(A3,0,80,0,90);
  SA3=abs(90-x2);
  delay(2);
}
//Mostrar los valores por consola
  sum=abs(SA1+SA2);
  sum1=abs(SA2+SA3);
suma[m]=sum;
sumb[m]=sum1;
sa=sa+suma[m];
sb=sb+sumb[m];
}
proma=abs(sa/101);//600
promb=abs(sb/1011);
Serial.print("angulo cifosis: ");
Serial.print(proma);
Serial.print(" ");
Serial.print("angulo lordosis: ");
Serial.println(promb);
sa=0;
sb=0;
//-----
Serial.print("connecting to ");
Serial.println(host);
WiFiClient client;
const int httpPort = 80;
if (!client.connect(host, httpPort)) {
  Serial.println("connection failed");
  return;
}

```

```

String url = "http://192.168.1.5/entrada_datos.php";
String data = "user=L01&angcifo="+String(proma)+"&anglor="+String(promb);
Serial.print("Requesting URL: ");
Serial.println(url);
client.print(String("POST ") + url + " HTTP/1.0\r\n" +
    "Host: " + host + "\r\n" +
    "Accept: *" + "/" + "*\r\n" +
    "Content-Length: " + data.length() + "\r\n" +
    "Content-Type: application/x-www-form-urlencoded\r\n" +
    "\r\n" + data);
Serial.println("Respond:");
while(client.available()){
String line = client.readStringUntil('\r');
Serial.print(line);
}
Serial.println();
Serial.println("closing connection");

} else{
    client.stop();
}
client.flush();
// Prepare the response
if(val==2){
client.println("HTTP/1.1 200 OK");
client.println("Content-Type: text/html");
client.println("");
client.println("a");
client.print(promedioa);
client.print(" ,");
client.print(promediob);
}else if(val==3){
client.println("HTTP/1.1 200 OK");
client.println("Content-Type: text/html");
client.println("");
client.print("b");
}
client.stop();
delay(1);
Serial.println("Cliente desconectado");
}

```



## Código para monitorear la curvatura y dar aviso al usuario

```

inicializa global (nombre) to " "
inicializa global (apellido) to " "
inicializa global (edad) to get start value

when (Botón) Click
do
  open another screen (screen)

when (MONITOREAR) Initialize
do
  set (NOMBRE) Text to get global name

when (Cook) Timer
do
  call (Web) Url to "http://192.168.1.3:8082"
  call (Web) Get
  if
    valortraxoca = Text = 0.9 and valortraxoca = Text = 0.9
  then
    call (Notif) ShowAlert
    notica = Zona Torácica en posición correcta
  else
    call (Notif) ShowAlert
    notica = Zona Torácica en posición incorrecta
    call (Audio) Play
  if
    valorlumbra = Text = 0.9 and valorlumbra = Text = 0.9
  then
    call (Notif) ShowAlert
    notica = Zona Lumbal en posición correcta
  else
    call (Notif) ShowAlert
    notica = Zona Lumbal en posición incorrecta
    call (Audio) Play
  
```

```

when (Web) Get
do
  if
    responseCode = 200 and responseContentType = text/html
  then
    set (respuesta) Text to (Actinibot)
    set (global traxoca) to segment text get (respuesta) Content
    start
    length
    set (global lumbra) to segment text get (respuesta) Content
    start
    length
    set (valortraxoca) Text to get (global traxoca)
    set (valorlumbra) Text to get (global lumbra)

when (ACTUALIZAR) Click
do
  set (Web) Url to "http://192.168.1.3:8082"
  call (Web) Get
  if
    valortraxoca = Text = 0.9 and valortraxoca = Text = 0.9
  then
    call (Notif) ShowAlert
    notica = Zona Torácica en posición correcta
  else
    call (Notif) ShowAlert
    notica = Zona Torácica en posición incorrecta
    call (Audio) Play
  if
    valorlumbra = Text = 0.9 and valorlumbra = Text = 0.9
  then
    call (Notif) ShowAlert
    notica = Zona Lumbal en posición correcta
  else
    call (Notif) ShowAlert
    notica = Zona Lumbal en posición incorrecta
    call (Audio) Play
  
```

## Visualización de las partes de la aplicación móvil

### Almacenamiento de datos

### Ayuda



## Búsqueda de datos



## Monitoreo de datos



## Sistema de alertas



**Página web**  
**Nuevo usuario**



**Búsqueda**



**Ayuda**





## ANEXO C Toma de datos a usuarios

### Toma de datos con el goniómetro móvil a usuarios



### Toma de datos con el prototipo a distintos usuarios





## ANEXO D

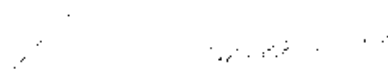
### Certificado medico

---

## CERTIFICADO

Tena, 28 de octubre de 2017

Certifico el prototipo que ha realizado la Srta. Lilia Helena Espinoza Paez, con numero de cedula 150104385-3, estudiante de la carrera de Ingeniería Electrónica en Control y Redes Industriales, siendo un dispositivo para monitoreo de las curvaturas fisiológicas de la columna vertebral como son la cifosis torácica y la lordosis lumbar, mediante la utilización de sensores de unidad de medición inercial (IMU) y su procesamiento de datos en el microprocesador Lolin NodeMCU, teniendo como resultado un correcto funcionamiento. Además, de que este dispositivo podrá ser de gran ayuda en centros de salud comunitarios o centros educativos, y puede servir para un diagnóstico de algún tipo de alteración de las curvaturas de la columna mencionadas, con la finalidad de disminuir el uso de radiografías que son nocivas para la salud del paciente y además son costosas.



Dr. Jose Vicente Llanuca Guzman

