

UNIVERSIDAD POLITÉCNICA SALESIANA

SEDE CUENCA

CARRERA: INGENIERÍA ELECTRÓNICA

TRABAJO DE TITULACIÓN PREVIO A LA OBTENCIÓN DEL TÍTULO

DE:

INGENIERO ELECTRÓNICO

PROYECTO TÉCNICO

ESTUDIO, DISEÑO Y DESARROLLO DE UN SISTEMA PARA MEDIR LOS NIVELES DE PRESIÓN GENERADOS POR UNA PERSONA CON DISCAPACIDAD FÍSICA AL SENTARSE EN UNA SILLA DE RUEDAS

Autores:

Cazho Tobar Jorge Luis

Barbecho Sarango Jorge Esteban

Tutor:

Ing. MSc. Freddy Leonardo Bueno Palomeque

CUENCA, JULIO DE 2016

CESIÓN DE DERECHOS DE AUTOR

Nosotros Jorge Luis Cazho Tobar, con documento de identificación N° 0302400056 y Jorge Esteban Barbecho Sarango, con documento de identificación N° 0104291745, manifestamos nuestra voluntad y cedemos a la Universidad Politécnica Salesiana la titularidad sobre los derechos patrimoniales en virtud de que somos autores del trabajo de grado intitulado: “Estudio, diseño y desarrollo de un sistema para medir los niveles de presión generados por una persona con discapacidad física al sentarse en una silla de ruedas”, mismo que ha sido desarrollado para optar por el título de: Ingeniero Electrónico, en la Universidad Politécnica Salesiana, quedando la Universidad facultada para ejercer plenamente los derechos cedidos anteriormente.

En aplicación a lo determinado en la Ley de Propiedad Intelectual, en nuestra condición de autores nos reservamos los derechos morales de la obra antes citada. En concordancia, suscribimos este documento en el momento que hago entrega del trabajo final en formato impreso y digital a la Biblioteca de la Universidad Politécnica Salesiana.

Cuenca, Julio de 2016


Jorge Luis Cazho Tobar
CI: 0302400056


Jorge Esteban Barbecho Sarango
CI: 0104291745

CERTIFICACIÓN

Yo declaro que bajo mi tutoría fue desarrollado el trabajo de titulación: **ESTUDIO, DISEÑO Y DESARROLLO DE UN SISTEMA PARA MEDIR LOS NIVELES DE PRESIÓN GENERADOS POR UNA PERSONA CON DISCAPACIDAD FÍSICA AL SENTARSE EN UNA SILLA DE RUEDAS**, realizado por, **Jorge Luis Cazho Tobar y Jorge Esteban Barbecho Sarango**, obteniendo **Proyecto Técnico** que cumple con todos los requisitos estipulados por la Universidad Politécnica Salesiana para ser considerado como Trabajo de Titulación

Cuenca, Julio del 2016



Ing. MSc. Freddy Leonardo Bueno Palomeque.

CI: 0103217659

DECLARATORIA DE RESPONSABILIDAD

Nosotros, **Jorge Luis Cazho Tobar**, con CI: **0302400056** y **Jorge Esteban Barbecho Sarango**, con CI **0104291745** del “**ESTUDIO, DISEÑO Y DESARROLLO DE UN SISTEMA PARA MEDIR LOS NIVELES DE PRESIÓN GENERADOS POR UNA PERSONA CON DISCAPACIDAD FÍSICA AL SENTARSE EN UNA SILLA DE RUEDAS**” certificamos que el total contenido de este **Proyecto Técnico** es de nuestra exclusiva responsabilidad y autoría

Cuenca, Julio del 2016



Jorge Luis Cazho Tobar

CI: 0302400056



Jorge Esteban Barbecho Sarango

CI: 0104291745

AGRADECIMIENTO

Queremos expresar nuestro más sincero agradecimiento a nuestro tutor de proyecto técnico y coordinador del Grupo de Investigación en Ingeniería Biomedica al Ing. Leonardo Bueno, por ayudarnos a realizar el presente trabajo de investigación, quien con su sabiduría y de una manera desinteresada, nos ha enseñado a ejecutar adecuadamente los procesos de investigación.

Además queremos extender nuestro agradecimiento al Dr. Hernán Tenorio, Director del Instituto de Parálisis Cerebral del Azuay (IPCA), al Lcdo. Marco Vasquez, Fisioterapeuta del IPCA y a todos quienes conforman dicha institución, por abrirnos sus puertas y permitirnos realizar las pruebas necesarias para el desarrollo y validación de este proyecto de investigación.

Jorge Luis - Jorge Esteban

DEDICATORIA

A Dios y a la Virgen por guiarme y bendecirme cada día; a mis padres Luis y Mariana por sus palabras que me alentaron a no rendirme jamás, por inculcarme valores como el respeto y la humildad; a mis hermanos Diana y Diego por el apoyo incondicional en todo momento; a mis sobrinos Roberto y Mathias por ser mi alegría y motivación para seguir superandome; a mi novia Susy que con su valor y entrega ha sido una persona incondicional en mi vida, ha sido mi soporte, mi consejera, mi apoyo, mi luz, mi guía para seguir adelante y no bajar los brazos en los momentos difíciles.

Jorge Luis

El presente proyecto tecnológico va dedicado a mis padres Jorge y Gloria quienes me han brindado su apoyo incondicional, su confianza y nunca me han hecho faltar sus palabras de aliento; a mi esposa Alexandra quien me ha acompañado en las noches de desvelo y a mi hija Sofía quien con su sonrisa inigualable ha sido mi fortaleza en los momentos de extenuación y finalmente a mis familiares y amigos quienes han aportado con sus conocimientos en el presente proyecto.

Jorge Esteban

ÍNDICE GENERAL

© DERECHOS DE AUTOR	¡Error! Marcador no definido.
CERTIFICACIÓN	¡Error! Marcador no definido.
AGRADECIMIENTO	IV
DEDICATORIA	V
ÍNDICE GENERAL	VI
ÍNDICE DE FIGURAS.....	VIII
ÍNDICE DE TABLAS	X
ABREVIATURAS.....	XI
ANTECEDENTES	XII
INTRODUCCIÓN	XIV

CAPÍTULO 1. POBLACIÓN DE PERSONAS CON DISCAPACIDAD FÍSICA MOTRIZ Y TECNOLOGÍAS DE PREVENCIÓN DE LAS ÚLCERAS POR PRESIÓN.

.....	1
1.1 Población de personas con discapacidad física.....	1
1.2 Escaras o Úlceras por presión	3
1.3 Tecnologías de asistencia para prevenir úlceras por presión	5
1.3.1 Asientos conformados.....	5
1.3.2 TexiCare.....	5
1.3.3 Smart-e-Pantalones	6
1.3.4 CONFORMat System	6
1.3.5 Prevlucer Mat Development Kit	6

CAPÍTULO 2. DISEÑO E IMPLEMENTACIÓN DEL SISTEMA.....8

2.1 Diseño y desarrollo de la superficie sensorial.....	9
2.1.1 Diseño y prototipo con láminas de Aluminio	10
2.1.2 Diseño y prototipo con láminas de Cobre.....	14
2.2 Diseño y desarrollo del sistema electrónico.....	17
2.2.1 Adquisición de datos.....	22
2.2.2 Pruebas de funcionamiento y linealización de matrices para el desarrollo de la interfaz gráfica.....	24
2.3 Diseño y desarrollo de la interfaz gráfica (HMI, aplicación móvil ANDROID).....	39
2.4 Montaje del sistema	43
2.5 Diseño y desarrollo de la interfaz en Matlab para el análisis de datos.....	44

CAPÍTULO 3. RESULTADOS Y ANÁLISIS DE DATOS.....47

3.1 Resultados obtenidos en el Instituto de Parálisis Cerebral del Azuay (IPCA).....	47
3.1.1 Gráficas y datos obtenidos con el sensor patrón	49
3.1.2 Gráficas y datos obtenidos con el sensor construido 8x8.	54
3.1.3 Notificación o alerta de prevención	59
3.2 Análisis de resultados.....	59
3.2.1 Máxima presión registrada durante las pruebas.	59
3.2.2 Cuadro estadístico de los niveles de presión.....	62

CAPÍTULO 4. CONCLUSIONES.....65

BIBLIOGRAFIA	67
ANEXOS	69
Anexo 1: Este anexo muestra el firmware del microcontrolador.....	69
Anexo 2: Diseño electrónico.....	70
Anexo 3: Carcasa del dispositivo para medir los niveles de presión.....	72

Anexo 4: Script de Matlab para Adquisición de datos y la obtención de los valores máximos de masa y presión.....	73
Anexo 5: Script de Matlab para la generación de la región de máxima presión.....	74

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1: Porcentaje de las personas con discapacidad en el Ecuador	1
Figura 2: Distribución de las personas con discapacidad física en las provincias del país.....	2
Figura 3: Distribución en números absolutos de la población masculina y femenina de personas con discapacidad física.....	2
Figura 4: Pressure Sensor Tex	7
Figura 5: Arquitectura del sistema para medir niveles de presión.....	8
Figura 6: Sensor de presión capacitivo con dieléctrico variable	10
Figura 7: Lámina adhesiva de aluminio en la parte superior y carbón en la parte inferior...	10
Figura 8: Estructura interna del sensor de presión capacitivo (aluminio).	11
Figura 9: (a) Sensores de diferente tamaño y estructura. (b) Pruebas en el banco de fuerza.11	11
Figura 10: Diseño en AutoCAD de la matriz de sensores (8 filas, 8 columnas).	12
Figura 11: Desarrollo de cada sensor, cortado a través de un plotter.	13
Figura 12: Construcción de la matriz de sensores (8 filas, 8 columnas).....	14
Figura 13: Lámina de cobre en la parte superior y carbón en la parte inferior (Cobre).	15
Figura 14: Estructura interna del sensor de presión capacitivo.	15
Figura 15: Armado y conexión de la matriz de sensores.	16
Figura 16: Matriz de sensores capacitivos.....	17
Figura 17: Esquema del circuito de control segmentado.....	21
Figura 18: Flujograma Adquisición, control de la multiplexación y transmisión de datos. .	23
Figura 19: Valoración de sensibilidad a la presión de 0 a 25Kgcm ²	26
Figura 20: Pruebas de funcionamiento de la matriz patrón.	27
Figura 21: Pruebas de funcionamiento de la matriz construida 8x8.....	28
Figura 22: Comparación de sensibilidad entre matrices.	29
Figura 23: Pruebas de sensibilidad de la matriz construida 8x8 observadas en un osciloscopio.	29
Figura 24: Filtro pasa bajo colocado en cada fila de la matriz de sensores construida 8x8.	30
Figura 25: Pruebas de sensibilidad mejorada de la matriz construida 8x8 observadas en un osciloscopio.....	31
Figura 26: Pruebas al mejorar la sensibilidad de la matriz construida 8x8.	31
Figura 27: Sensor de presión SensingTex	32
Figura 28: Respuesta de frecuencia y error de aproximación del sensor patrón (0 Kg).	34
Figura 29: Respuesta sensorial del sensor patrón.	35
Figura 30: Linealización del sensor patrón.....	35
Figura 31: Matriz de Sensores construido 8x8.	36
Figura 32: Respuesta de frecuencia y error de aproximación de la matriz de sensores construida 8x8 (0 Kg).	37
Figura 33: Respuesta sensorial de la matriz de sensores construida 8x8.....	38
Figura 34: Linealización de la matriz de sensores construida 8x8.	38
Figura 35: Flujograma para el diseño y desarrollo de la interfaz gráfica (HMI).	39
Figura 36: Interfaz gráfica (HMI).....	40
Figura 37: Creación de frame y disposición de botones de control.....	41
Figura 38: Presentación de datos recibidos, representado en escala de colores según la intensidad de la presión.....	41
Figura 39: Controles de tipo check box.....	42
Figura 40: Botón salir de tipo pulsante (push botton).	42
Figura 41: Botón conectar de tipo pulsante (push botton).....	42
Figura 42: (a) Sistema electrónico capaz de recibir, convertir, procesar y enviar de forma inalámbrica los datos. (b) Montaje del sistema con matriz construida 8x8. (c) Montaje del sistema con matriz patrón.	44
Figura 43: Ventana para la creación del GUIDE (GUIDE Quick Start).....	44
Figura 44: Panel frontal del GUIDE.	45

Figura 45: Pushbottom para escoger el paciente y ListBbox para escoger el dato que se desea analizar.....	45
Figura 46: Ventana principal de la interfaz en Matlab para el análisis de datos.	46
Figura 47: Paciente 1-Matriz patrón (a) Gráfica de la interfaz HMI. (b) Reestructuración de la matriz sensorial. (c) Mapas de presión de la matriz de sensores. (d) Área con mayor presión.	49
Figura 48: Paciente 2-Matriz patrón (a) Gráfica de la interfaz HMI. (b) Reestructuración de la matriz sensorial. (c) Mapas de presión de la matriz de sensores. (d) Área con mayor presión.	50
Figura 49: Paciente 3-Matriz patrón (a) Gráfica de la interfaz HMI. (b) Reestructuración de la matriz sensorial. (c) Mapas de presión de la matriz de sensores. (d) Área con mayor presión.	51
Figura 50: Paciente 4-Matriz patrón (a) Gráfica de la interfaz HMI. (b) Reestructuración de la matriz sensorial. (c) Mapas de presión de la matriz de sensores. (d) Área con mayor presión.	52
Figura 51: Paciente 5-Matriz patrón (a) Gráfica de la interfaz HMI. (b) Reestructuración de la matriz sensorial. (c) Mapas de presión de la matriz de sensores. (d) Área con mayor presión.	53
Figura 52: Paciente 1-Matriz construida 8x8 (a) Gráfica de la interfaz HMI. (b) Reestructuración de la matriz sensorial. (c) Mapas de presión de la matriz de sensores. (d) Área con mayor presión.....	54
Figura 53: Paciente 2-Matriz construida 8x8 (a) Gráfica de la interfaz HMI. (b) Reestructuración de la matriz sensorial. (c) Mapas de presión de la matriz de sensores (escala en Kg). (d) Área con mayor presión.	55
Figura 54: Paciente 3-Matriz construida 8x8 (a) Gráfica de la interfaz HMI. (b) Reestructuración de la matriz sensorial. (c) Mapas de presión de la matriz de sensores. (d) Área con mayor presión.....	56
Figura 55: Paciente 4-Matriz construida 8x8 (a) Gráfica de la interfaz HMI. (b) Reestructuración de la matriz sensorial. (c) Mapas de presión de la matriz de sensores. (d) Área con mayor presión.....	57
Figura 56: Paciente 5-Matriz construida 8x8 (a) Gráfica de la interfaz HMI. (b) Reestructuración de la matriz sensorial. (c) Mapas de presión de la matriz de sensores. (d) Área con mayor presión.....	58
Figura 57: Notificación o alerta de prevención	59
Figura 58: Variación de presión que ejerce cada paciente durante un tiempo determinado, matriz patrón.	61
Fuente: Los Autores Figura 59: Variación de presión que ejerce cada paciente durante un tiempo determinado, matriz construida.....	61
Figura 60: Respuesta en frecuencia y distribución normal de los valores máximos de presión.	62
Figura 61: Valores de presión obtenidas respecto al peso de cada paciente.....	63

ÍNDICE DE TABLAS

Tabla 1: Etapas de clasificación de una úlcera	4
Tabla 2: Datos obtenidos en las pruebas del sensor.....	12
Tabla 3: Datos obtenidos en las pruebas del sensor.....	16
Tabla 4: Especificaciones técnicas de Bluetooth HC-05	18
Tabla 5: Especificaciones técnicas del integrado SN74LS138N.....	19
Tabla 6: Especificaciones técnicas del PIC16F877A	19
Tabla 7: Especificaciones técnicas de la batería de polímero de litio.....	20
Tabla 8: Características Técnicas Capas de detección Posición X-Y	24
Tabla 9: Características del sensor textil de presión	25
Tabla 10: Datos obtenidos en las pruebas de la matriz de sensores adquirida.....	27
Tabla 11: Datos obtenidos en las pruebas de la matriz de sensores construida.	28
Tabla 12: Datos obtenidos al mejorar la sensibilidad de la matriz de sensores construida. .	31
Tabla 13: Valor de Z_a en función del nivel de confianza porcentual.	32
Tabla 14: Medidas realizadas a 0 Kg de presión.	33
Tabla 15: Respuesta de la matriz de sensores patrón al aplicar diferentes masas.....	34
Tabla 16: Medidas realizadas a 0 Kg de presión.	36
Tabla 17: Respuesta del sensor al aplicar diferentes masas.....	37
Tabla 18: Datos de pacientes.	47
Tabla 19: Datos obtenidos de máxima presión con la matriz patrón.	59
Tabla 20: Datos obtenidos de máxima presión con la matriz construida.....	60
Tabla 21: Valores máximos obtenidos de cada paciente.	63

ABREVIATURAS

CONADIS	Consejo Nacional de Igualdad de Discapacidades.
UPP	Úlceras por presión.
SEMP	Superficie Especial de Manejo de Presión.
GIIB-UPS	Grupo de Investigación en Ingeniería Biomédica de la Universidad Politécnica Salesiana.
HMI	Interfaz hombre máquina (Human Machine Interface).
ADC	Convertidor analógico-digital.
B/N	Blanco – Negro.
IPCA	Instituto de Parálisis Cerebral del Azuay.
Kg	Kilogramo
KPa	Kilo pascal
N	Newton
m²	Metro cuadrado
s²	Segundo cuadrado
V	Voltios
μF	Micro faradios
nF	Nano faradios

ANTECEDENTES

El desarrollo de la tecnología ha permitido mejorar las condiciones de vida de las personas que padecen algún tipo de discapacidad; sin embargo, existen pocos o escasos sistemas que permitan medir de forma objetiva la presión que una persona con discapacidad física ejerce durante el contacto con el asiento de una silla de ruedas. Esto con el fin de prevenir la formación de úlceras de decúbito o presión o de prevenir deformidades del esqueleto y mejorar la postura [1].

Se estima que el 15% de la población mundial padece de algún tipo de discapacidad. En Ecuador según los datos del Consejo Nacional de Igualdad de Discapacidades (CONADIS) se establece que el 2.5% de la población tiene algún tipo de discapacidad, distribuidas del siguiente modo: 13% discapacidad auditiva, 47% discapacidad física, 23% discapacidad intelectual, 1% discapacidad del lenguaje, 2% discapacidad psicológica, 2% discapacidad psicosocial y el 12% discapacidad visual [2]. Como se observa, la discapacidad física es uno de los problemas que más afecta a la población.

Uno de los sistemas que han aportado a la prevención de úlceras por presión (UPP) es el Smart-e-Pantalones desarrollado por un grupo de investigadores de la Universidad de Alberta (Edmonton, Canadá) [3]. Este prototipo se basa en ropa interior "inteligente" que produce una leve corriente eléctrica a través de electrodos. Esta corriente eléctrica causa contracciones musculares pequeñas que imitan la "inquietud" que las personas normales sienten.

Otro aporte es la *Superficie Especial de Manejo de Presión (SEMP)*, son elementos útiles para la prevención y el tratamiento de pacientes con riesgo de tener las úlceras por presión. Pueden tener varias presentaciones como son colchonetas o sobre-colchones; colchones de reemplazo; cojines y camas con prestaciones especiales [4]. Dentro de esta área en particular, el trabajo realizado por el Dr. Letechipia [1] presenta una solución a la distribución de presiones, desarrollando asientos personalizados que permiten a la persona mantener una distribución uniforme de presiones.

Otros dispositivos locales reductores de la presión son utilizados para proteger zonas determinadas que tienen mayor riesgo de producir úlceras por presión por ejemplo en los talones o los codos [5].

Con este trabajo anhelamos obtener el título de ingeniero electrónico con mención en sistemas industriales, esto nos brinda una motivación grande ya que podemos aplicar los conocimientos adquiridos en el aula y ponerlos al servicio de la sociedad; en este caso podemos mejorar el nivel de vida de uno de los grupos sociales más vulnerables, las personas con discapacidad física.

Cabe destacar que este trabajo ha sido desarrollado dentro del Grupo de Investigación en Ingeniería Biomédica GIIB de la Universidad Politécnica Salesiana; por lo que nuestro trabajo de titulación sigue los lineamientos investigativos de la Universidad.

INTRODUCCIÓN

En el Ecuador según el Consejo Nacional para la Igualdad de Discapacidades, un tipo de discapacidad que predomina es la discapacidad física con un 47% que corresponden a 193,520 personas aproximadamente; de ellas la mayor parte usa una silla de ruedas debido a una lesión de la médula espinal [2]. Con ello, pueden generar o producir la aparición de úlceras por presión, que son el resultado de una presión prolongada sobre protuberancias óseas o cartilaginosas del cuerpo. La curación completa puede necesitar muchos meses en el hospital, requiriendo tratamientos médicos y/o quirúrgicos complejos y costosos. Desafortunadamente, las técnicas preventivas actuales, basadas principalmente en la higiene de la piel y cambios de posición al sentarse no son lo suficientemente eficientes; de manera que, es necesarios el desarrollo y la validación de dispositivos tecnológicos innovadores que alertan y previenen la formación de dichas úlceras.

Este prototipo, desarrollado dentro del Grupo de Investigación en Ingeniería Biomédica de la Universidad Politécnica Salesiana (GIIB-UPS), trabaja bajo el concepto: "sustitución sensorial" [6], el cual suministra al usuario de la silla de ruedas, la información sensorial suplementaria sobre la detección y la localización de excesivas presiones en la postura sentado que pueden provocar las úlceras por presión.

El presente documento se desarrolla en 4 capítulos. En el primer capítulo abordamos la problemática de la población de personas con discapacidad física en nuestro medio, revisamos las características de las úlceras por presión, las causas y consecuencias de las mismas. Adicionalmente, se hace un resumen de las tecnologías desarrolladas para la prevención de las úlceras por presión hasta la actualidad. El segundo capítulo detalla el diseño y la implementación del sistema a nivel de software y de hardware, para medir la presión que produce una persona con discapacidad en sus miembros inferiores al sentarse sobre una silla de ruedas. Dicho sistema será de seguimiento personalizado, con una lectura de datos fácilmente perceptibles y de bajo costo frente a los costos elevados de mapas de presión que existen en el mercado. Nuestro sistema a rasgos generales consta de los siguientes componentes: (i) una matriz de sensores de efecto capacitivo, adaptable y hecho de un material textil capaz de medir presiones, (ii) un circuito electrónico, capaz de realizar la adquisición y lectura de los datos que proviene de los sensores y (iii) un dispositivo inalámbrico el cual nos permita visualizar los

datos adquiridos. En el tercer capítulo se muestran y se analizan los resultados obtenidos durante el desarrollo del proyecto. Finalmente, en el cuarto capítulo se realizan las conclusiones y recomendaciones a las que llegamos una vez culminado el proyecto.

El sistema propuesto se ha desarrollado pensando principalmente en el cuidado y en el buen vivir de las personas con discapacidad física especialmente aquellas que usan una silla de ruedas, mejorando así su estilo de vida con la ayuda de la ingeniería y tecnología que está a nuestra disposición.

CAPÍTULO 1. POBLACIÓN DE PERSONAS CON DISCAPACIDAD FÍSICA MOTRIZ Y TECNOLOGÍAS DE PREVENCIÓN DE LAS ÚLCERAS POR PRESIÓN.

En este capítulo se muestran estadísticas y descripciones de la población de personas con discapacidad física y la tendencia de crecimiento para los próximos años a nivel del Ecuador. Se define lo que es una úlcera por presión, las causas, consecuencias y prevención para las mismas. Finalmente se hace un resumen de las tecnologías de asistencia para personas que padecen dichas úlceras, realizando énfasis en los sistemas y estudios que se han realizado hasta el momento.

1.1 Población de personas con discapacidad física

En Ecuador, según el Consejo Nacional para la Igualdad de Discapacidades y el Ministerio de Salud Pública, un tipo de discapacidad que predomina es la Física con un 47% que corresponden a 193,520 personas aproximadamente [2]; de ellas la mayor parte usa una silla de ruedas debido a una lesión de la medula espinal. Este dato se ilustra en la figura 1.

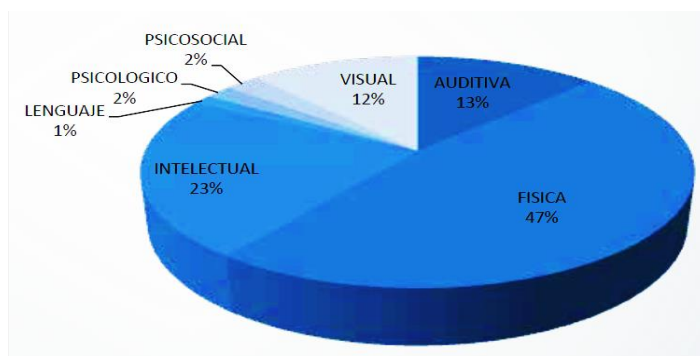


Figura 1: Porcentaje de las personas con discapacidad en el Ecuador [2].

De la población nacional con discapacidad física, la mayoría habitan en la provincia del Guayas con aproximadamente 96.339 personas; mientras que 61.682 viven en Pichincha, 4.044 viven en Manabí y 27.933 residen en el Azuay; siendo así las cuatro provincias con más personas que poseen discapacidad física del Ecuador [2]. La figura 2 muestra esta distribución.

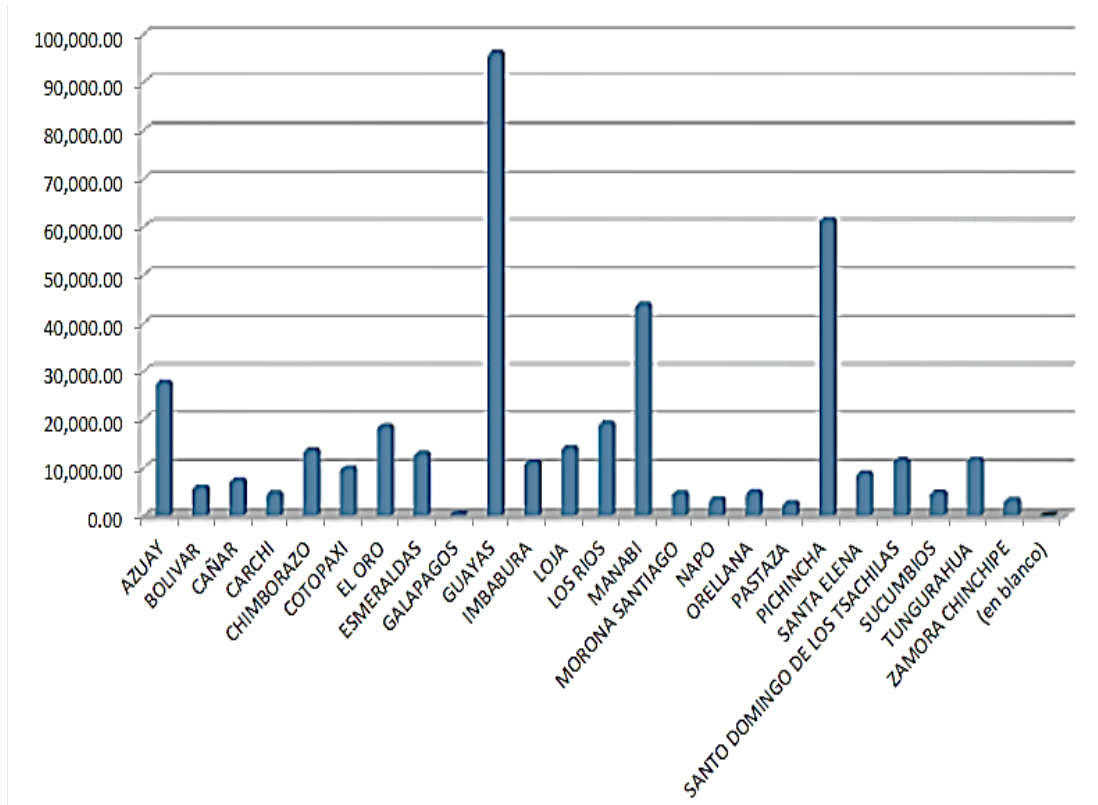


Figura 2: Distribución de las personas con discapacidad física en las provincias del país [2].

Un dato que llama la atención es que existen más hombres adultos que mujeres con discapacidad física (Figura 3) [2], esto debido a que los hombres estamos expuestos a trabajos q implican riesgo de lesiones. El primer grupo representa el 56% de la población nacional de personas que poseen una discapacidad física y que usan una silla de ruedas; mientras que las mujeres representan el 44% [2].

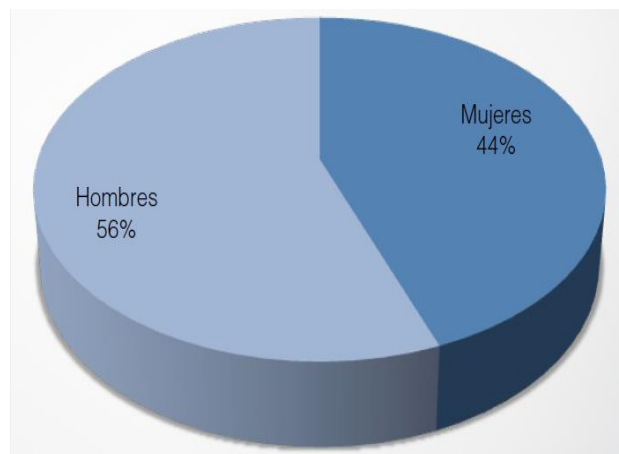


Figura 3: Distribución en números absolutos de la población masculina y femenina de personas con discapacidad física [2].

1.2 Escaras o Úlceras por presión

Las úlceras por presión constituyen un tipo especial de lesiones que se desarrollan en partes de la piel sometidas a presión, por el hecho de que una persona debe permanecer en cama, estar sentado en una silla de ruedas, llevar un yeso o estar inmovilizado durante un tiempo prolongado [7].

Popularmente se las conoce como «llagas» y aparecen cuando una persona está en la misma postura sobre una superficie dura durante largos períodos de tiempo. Por ello, hay dos factores principales que influyen en la aparición de una úlcera por presión: *la presión* y *el tiempo*. Los sitios más comprometidos en más del 80% de los casos son: sacro, trocánteres, nalgas, maléolos externos y los talones [7].

La aparición de úlceras por presión en las personas con discapacidad física y específicamente aquellas que usan una silla de rueda, se deben a múltiples y variados factores. Para diferenciarlos los dividiremos en factores intrínsecos y extrínsecos [8].

- ***Factores intrínsecos de las úlceras***

Estos factores están presentes a causa de problemas propios de la persona con discapacidad física. Entre los factores más comunes tenemos: prominencias óseas, alteración en la nutrición (delgadez, anemia, hipoproteinemia, obesidad), hidratación, edad [8].

- ***Factores extrínsecos de las úlceras***

Son factores externos, generalmente relacionado con el entorno en el que habita la persona con discapacidad física. Estos factores son: humedad, presión, inmovilización física, fricción [8].

Según la Conferencia de Consenso realizada en 1989 en Estados Unidos (Panel Nacional para Úlceras por Presión) avalada en 1992 por el Departamento de Salud y Servicios Humanos de ese mismo país, las úlceras se clasifican por su profundidad y tipo de tejido comprometido. La siguiente tabla resume las etapas que puede alcanzar una úlcera:

Tabla 1: *Etapas de clasificación de una úlcera [8].*

<i>Etapa</i>	<i>Descripción</i>
<i>Etapa I</i>	Eritema cutáneo, no presenta pérdida de la continuidad de la piel.
<i>Etapa II</i>	Perdida de la epidermis, dermis o ambas.
<i>Etapa III</i>	Perdida completa de la epidermis, dermis, y daño del tejido subcutáneo que puede llegar hasta la fascia.
<i>Etapa IV</i>	Perdida completa del espesor de la piel con destrucción, necrosis y daño muscular, tendinoso u óseo.

Una vez producida una úlcera por presión esta debe ser evaluada y clasificada para iniciar un tratamiento inmediato. La estrategia de tratamiento dependerá de la clasificación de la úlcera y el objetivo terapéutico debe ajustarse a las condiciones del paciente. En pacientes con patología grave no es recomendable el tratamiento quirúrgico y el objetivo de la terapia será la optimización de las medidas preventivas y un adecuado manejo de heridas para evitar la extensión de la lesión y complicaciones derivadas de su infección [9].

Entre 70-90% de las úlceras por presión son superficiales (Grado I o II) y pueden cicatrizar por si solas, sin necesidad de ser sometidas a un procedimiento quirúrgico. Los resultados del tratamiento no quirúrgico de una úlcera por presión dependen de su identificación. El diagnóstico de infección en úlceras por presión es controversial y debe intentar identificar el microorganismo, cuantificarlo y detectar su invasión en el

Como parte de los métodos preventivos, se busca identificar a pacientes que estén con riesgo de desarrollar úlceras por presión y con ello mantener integridad de la piel. Se realizan cambios de posiciones con el fin de favorecer la circulación del paciente cada 2 o 3 horas. En caso de que el paciente no lo pueda hacer por sí mismo, es necesario que la enfermera lo haga por él [9].

Es necesario valorar todas las zonas de riesgo y protegerla con productos especiales, ya sea apósitos, esponjas, cojines, almohadas, colchones anti escara que redistribuyen el peso por toda la superficie corporal para disminuir la presión en los puntos de apoyo. Se valora la piel todos los días, con el objetivo de mantenerla limpia, seca e hidratada.

La cama o silla de ruedas debe estar limpia, seca y libre de objetos o arrugas que puedan lesionar la piel del enfermo [9].

Para reducir las posibles lesiones por fricción pueden utilizarse hidrocoloides, películas y espumas de poliuretano. (Preferentemente no adhesivos). No limpiar la úlcera con antisépticos, ya que son productos citotóxicos que lesionan el tejido sano, y retrasan la cicatrización. No realizar limpieza mediante fricción porque impide la cicatrización. La dieta debe ser equilibrada, rica en proteínas, vitaminas y minerales [9].

1.3 Tecnologías de asistencia para prevenir úlceras por presión

1.3.1 Asientos conformados

Los *Asientos Conformados* son un mecanismo para la prevención de úlceras en usuarios de sillas de ruedas, es por ello que uno de los pioneros en el tema, el Dr. Jorge Letechipia tiene a su cargo el proyecto de investigación: Diseño y desarrollo de asientos conformados para niños con discapacidad [1], con el objetivo que desde una edad temprana se ofrezcan oportunidades para que el paciente realice sus actividades de forma normal y tenga mayores oportunidades de éxito en su vida. Así, el uso de los asientos conformados ha ayudado a que los pacientes no presenten úlceras en el cuerpo por estar tanto tiempo sentados, con ello, su calidad de vida es mejor, ya que los asientos se hacen de una espuma que responde a la anatomía de cada paciente [1].

1.3.2 TexiCare

El TexiCare es un dispositivo que tiene por objetivo la prevención de las úlceras por presión para las personas con lesión de la médula espinal. Este dispositivo integrado está dirigido para ser montado en la silla de ruedas de una persona parapléjica. Sus sensores son 100% textiles y permiten la medición entre el cojín y el usuario. Está conectado a un mecanismo que: (i) censa las medidas de las presiones en tiempo real, (ii) estima el riesgo de sobre-tensiones internas, y (iii) alerta al usuario siempre que sea necesario. El método de alerta se ha definido como un resultado de un estudio de utilidad, usabilidad y compatibilidad llevado a cabo con los usuarios finales. Se basa en una retroalimentación táctil-visual [6].

1.3.3 Smart-e-Pantalones

Uno de los sistemas que han aportado a la prevención de úlceras por presión es el *Smart-e-Pantalones* desarrollado por un grupo de investigadores de la Universidad de Alberta (Edmonton, Canadá). Este prototipo se basa en ropa interior "inteligente" que produce una leve corriente eléctrica a través de electrodos. Esta corriente eléctrica causa contracciones musculares pequeñas que imitan la "inquietud" que las personas normales sienten [3].

1.3.4 CONFORMat System

El *CONFORMat System* permite la optimización de los asientos, la amortiguación y ayuda con soluciones de posicionamiento a través de una mejor selección de las superficies de apoyo. Utilizando nueva tecnología textil de sensores que se ajustan a las superficies de soporte complejas, contorneadas y deformables como cojines, ahí los sensores no capturan los objetos de presión, únicamente el área donde se ejerce dicha presión. El diseño mediante una matriz de sensores elimina el apilamiento de sensores individuales, ya que se adapta a una superficie de censado dando lugar a datos más verdaderos y precisos de presión [10].

1.3.5 Prevulcer Mat Development Kit

Este es un sistema modular para múltiples aplicaciones en el campo de medición de la presión del cuerpo. Puede ser utilizado para el desarrollo de productos en la salud, medir y monitorear la posición del paciente, evaluar la comodidad del paciente, identificar presión sobre las áreas de riesgo, entre otras aplicaciones [11].

La aplicación principal es para la prevención de úlceras en personas con movilidad reducida. Este sistema permite la detección de las presiones no uniformes en una determinada superficie (por ejemplo, cojín) que durante mucho tiempo podría terminar haciendo úlceras de la piel. El sistema mejorará la vigilancia de los puntos de presión especiales, sensibles a las úlceras como sacro, el isquion, trocánteres, etc. [11].

- **Pressure Sensor Tex**

Es un sensor fabricado por "sensingTex". Se basa en una impresión de tintas y materiales conductores de formulación propia sobre soportes textiles para crear

sensores textiles de presión de gran superficie flexibles y elásticos. La tecnología permite transformar el textil en una superficie con propiedades sensitivas, figura 4.



Figura 4: *Pressure Sensor Tex* [12].

Pressure Sensor Tex permite detectar la posición y la presión que se aplica sobre el textil. El sensor se compone de una serie de elementos dedicados a la detección de la posición (que denominamos coordenadas x-y) y a la detección de la presión (que denominamos coordenada z) [12].

Uno de los acercamientos al estudio de niveles de presión es el trabajo desarrollado en la Universidad Politécnica Salesiana dentro del Grupo de Investigación en Ingeniería Biomédica, en donde se realizó el *Análisis de la postura al sentarse utilizando sensores de fuerza*. Dicho análisis fue desarrollado utilizando cinco sensores de fuerza, los cuales se colocaron en el punto donde la persona ejerce la mayor fuerza al sentarse, permitiendo determinar cuando el sujeto de prueba adquiere una postura incorrecta [13].

Nuestra propuesta busca presentar una alternativa tecnológica a los problemas ocasionados a una mala postura en un paciente que utiliza silla de ruedas.

CAPÍTULO 2. DISEÑO E IMPLEMENTACIÓN DEL SISTEMA

Una vez que se ha realizado el análisis y estudio sobre las diferentes causas que conlleva a la aparición de úlceras de decúbito o presión en personas con discapacidad física, abordaremos nuestra propuesta fundamentada en el diseño de un sistema capaz de medir los niveles de presión generados por la persona al sentarse en una silla de ruedas. Nuestra propuesta presenta ciertos requerimientos como son: ser un sistema de fácil manipulación con el usuario y brindar comodidad en el asiento.

Para el desarrollo de nuestra propuesta se plantea tres partes: la primera una superficie sensorial, la cual nos permite cuantificar los niveles de presión generados por el usuario al sentarse en una silla de ruedas. La segunda, un sistema electrónico capaz de recibir, convertir, procesar y enviar de forma inalámbrica los datos. La tercera parte es una aplicación en ANDROID (Interfaz HMI), como una herramienta de alerta visual para el usuario, a través de un teléfono inteligente o Tablet.

Partimos hablando sobre la arquitectura en la que se desenvuelve el sistema para medir los niveles de presión generados por una persona con discapacidad física al sentarse en una silla de ruedas. Además, se indica los softwares utilizados para el diseño y desarrollo del sistema.

El sistema propuesto se sintetiza en el diagrama presentado en la figura 5, aquí podemos observar los bloques: sensorial (bloque 1), electrónico (bloque 2) y móvil (bloque 3).

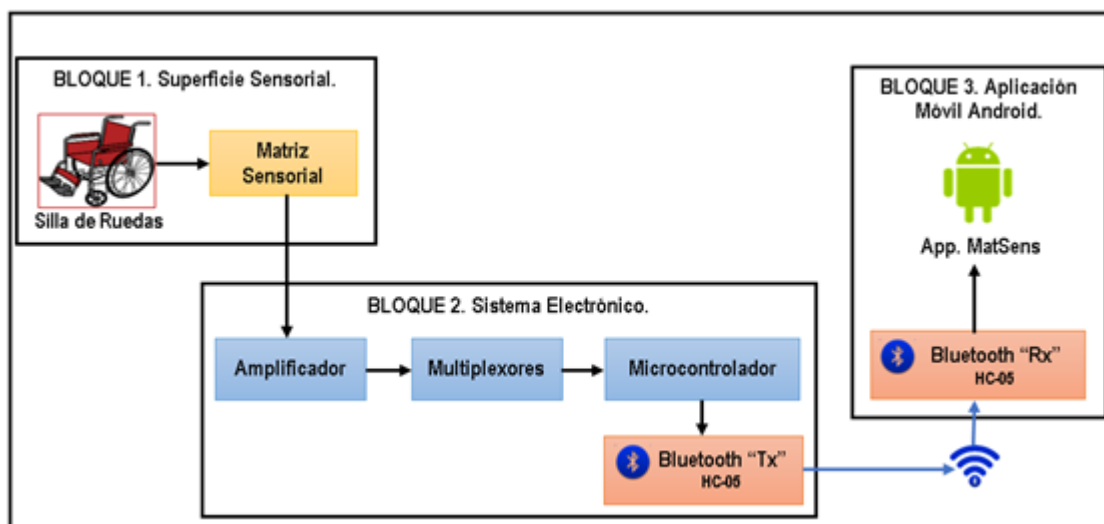


Figura 5: Arquitectura del sistema para medir niveles de presión.

Fuente: Los Autores

Para el desarrollo del sistema, ha sido necesario el uso de algunos softwares, los cuales se detallan a continuación.

AutoCAD, software para el diseño de la matriz de sensores, este nos permite una mejor disposición de cada uno de los sensores dentro de la matriz.

Illustrator, software utilizado para mediante un plotter, cortar el diseño previamente desarrollado en AutoCAD.

PicC, software para programar el microcontrolador, este permite la adquisición de datos, convierte, procesa y envía de forma inalámbrica mediante bluetooth hacia un dispositivo móvil.

Proteus 8 Professional, software utilizado para el diseño del PCB, este contiene gran parte de las librerías necesarias para nuestro diseño.

QT, Software para la programación y desarrollo de la aplicación del dispositivo móvil con sistema operativo ANDROID.

2.1 Diseño y desarrollo de la superficie sensorial

Existen varios modelos o sistemas de sensores capaces de medir niveles de presión basándose en diferentes formas y principios de funcionamiento.

Nuestra superficie sensorial consta de una red de sensores capacitivos interconectados con el fin de formar una matriz de sensores, basada en el diseño y funcionamiento de superficies sensoriales existentes.

- **Principio de funcionamiento del sensor de presión capacitivo**

El sensor capacitivo está formado por dos placas paralelas separadas por un material dieléctrico [14]. Los sensores de presión capacitiva se basan en la medición de la capacidad de un condensador, en donde los dos terminales se juntan o se separan al aplicar una presión. La variación de capacitancia se obtiene ya sea por cambios de la distancia entre placas, cambio del área común de coincidencia de las placas o cambios físicos o químicos en el dieléctrico [14].

Al construir cada uno de los sensores de nuestra matriz, y obtener una variación de capacitancia adecuada, nos enfocamos en el cambio físico del dieléctrico como se observa en la figura 6.

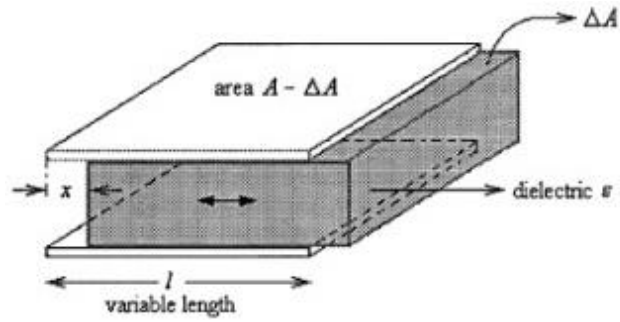


Figura 6: Sensor de presión capacitivo con dieléctrico variable [14].

La capacitancia en pico faradio está dada por:

$$C = (A.K)/x \quad (1)$$

Donde, A es el área común de coincidencia en pulgadas cuadradas, x es la distancia entre placas en pulgadas, C es la capacitancia en pico faradios y K es la constante dieléctrica ($K=1$ si el dieléctrico es aire) [14].

Basándonos en el diseño presentado anteriormente y en el principio de funcionamiento de un sensor capacitivo, desarrollamos nuestra superficie sensorial (Matriz de sensores), considerando la capacidad del sensor (valores máximos alcanzados y mínimos registrados) y la adaptación del mismo en una superficie que no afecte la postura normal de la persona, esto con el fin de reducir costos de nuestro sistema, pero del mismo modo optimizando su funcionamiento.

2.1.1 Diseño y prototipo con láminas de Aluminio

Previo al diseño y desarrollo de nuestra superficie sensorial, se realizó pruebas de sensores de manera individual, fabricados de aluminio y un material dieléctrico en nuestro caso el carbón, figura 7.



Figura 7: Lámina adhesiva de aluminio en la parte superior y carbón en la parte inferior.

Fuente: Los Autores

El aluminio a más de ser un buen conductor (conductividad eléctrica de 34 a 38 S. m/ mm^2) [16, 17] situándose detrás del cobre, es de fácil manejo y se puede encontrar en láminas adhesivas de aluminio. Estas nos permiten desarrollar cualquier diseño sobre el mismo logrando facilitar el desarrollo de nuestra superficie sensorial. El sensor fue construido con dos placas de aluminio ubicadas de forma paralela. En los terminales se colocaron conductor de cobre para registrar la señal analógica entregada por el sensor. Las placas paralelas de aluminio están cubiertas por una capa de papel previamente colocada con el material dieléctrico, como se observa en la figura 8.

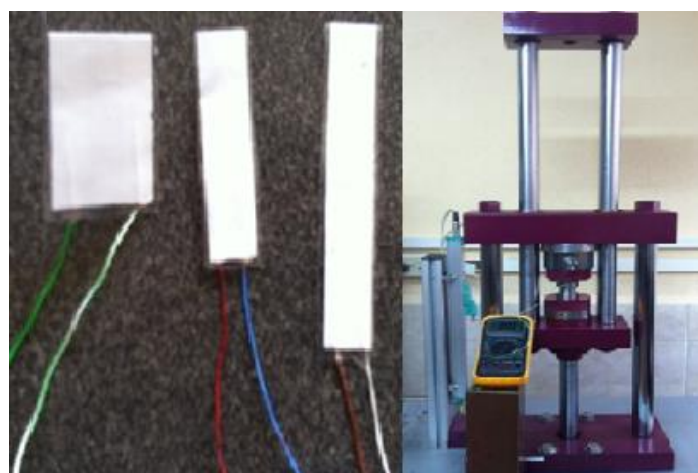


Figura 8: Estructura interna del sensor de presión capacitivo (aluminio).

Fuente: Los Autores

Este sensor nos entrega una señal analógica de voltaje que depende del nivel de presión ejercido en dicho elemento, además de las características con el que fue diseñado. La señal analógica es convertida a una señal digital, mediante un convertidor analógico-digital (ADC), de esta forma podemos darle un mejor tratamiento a dicha señal.

Luego de varias pruebas realizadas con sensores de diferentes estructuras y tamaños, se obtuvieron señales con diferente valor de capacitancia. Las fuerzas aplicadas a través del banco de fuerza del laboratorio de instrumentación, varían desde 276N hasta 4100N como se observa en la figura 9.



(a)

(b)

Figura 9: (a) Sensores de diferente tamaño y estructura. (b) Pruebas en el banco de fuerza.

Fuente: Los Autores

Luego de las pruebas realizadas con diferentes sensores, logramos obtener varias señales de capacitancia en cada prueba, El sensor más óptimo a utilizar es el que se observa en la figura 14, este presenta valores altos de capacitancia debido a las características que tiene, las cuales son presentadas a continuación: largo 6 cm, Ancho 2cm, 2 Placas conductoras de 6x0.5cm y carbón como dieléctrico. Además, presenta niveles de capacitancia variable como se observa en la tabla 2, esto al aplicar una determinada fuerza sobre el mismo.

Tabla 2: Datos obtenidos en las pruebas del sensor.

<i>Fuerza aplicada (N)</i>	276	440	595	822	1158	2760	4100
<i>Valor de capacitancia (nF)</i>	14,7	22.9	27	41.5	66.7	85.6	94.8

El diseño de la matriz sensorial fue desarrollado en el software AutoCAD, figura 10.

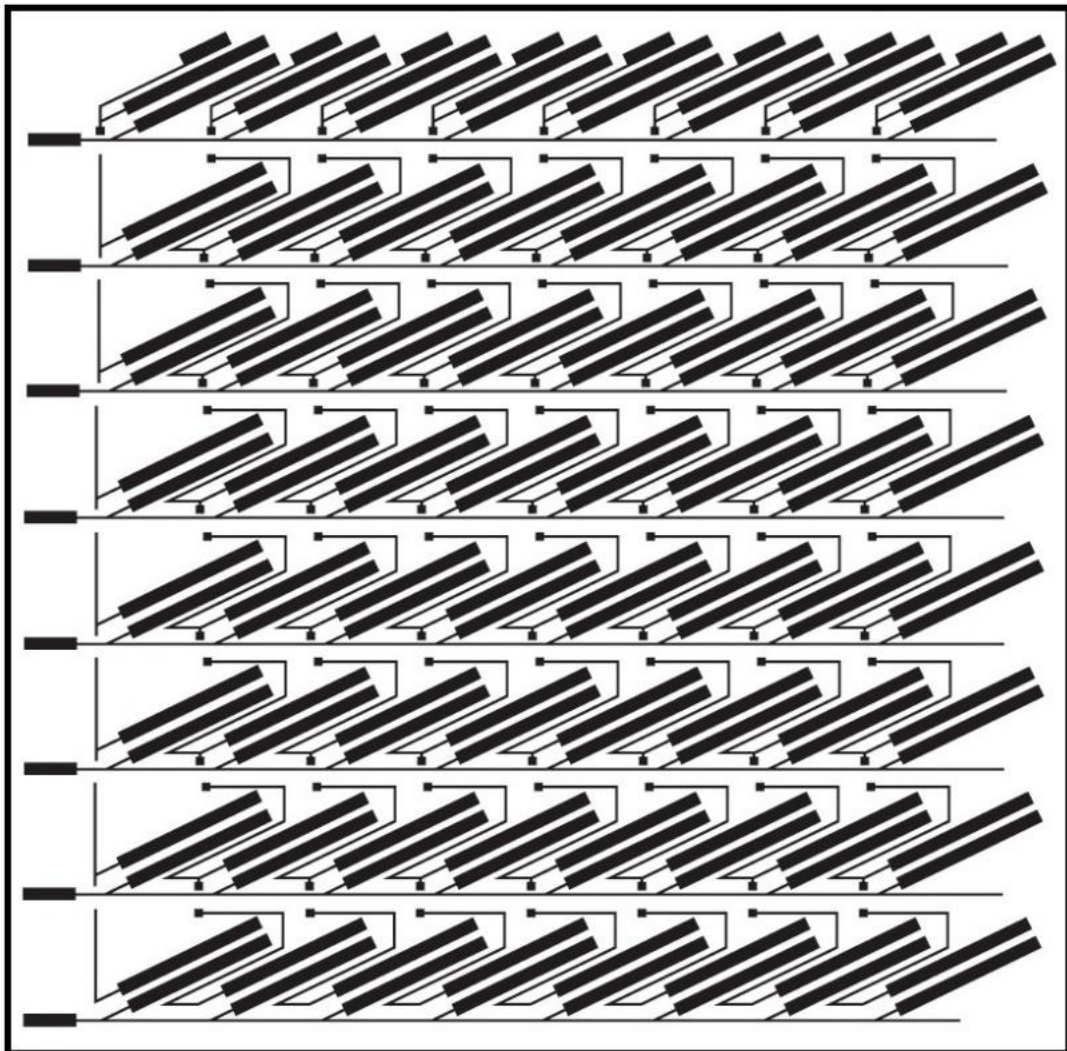


Figura 10: Diseño en AutoCAD de la matriz de sensores (8 filas, 8 columnas).

Fuente: Los Autores

Esta es una matriz de 64 sensores (8 filas, 8 columnas), cada sensor se encuentra dispuesto de forma diagonal, con el fin de censar un área mayor dentro de la matriz. Cada sensor se encuentra interconectado uno con otro, en donde cada pin de salida pertenece a la fila y a la columna de la matriz respectivamente. El archivo del diseño de la matriz de sensores lo exportamos al software ILLUSTRATOR, este nos permite cortar a través de un plotter nuestro diseño desarrollado, figura 11.



Figura 11: *Desarrollo de cada sensor, cortado a través de un plotter.*

Fuente: *Los Autores*

Al concluir con el diseño, cortado y armado de la matriz; conectamos cada fila y cada columna a través de un hilo de cobre, con el fin de lograr obtener señales de cada uno de los sensores que conforma la matriz, figura 12.

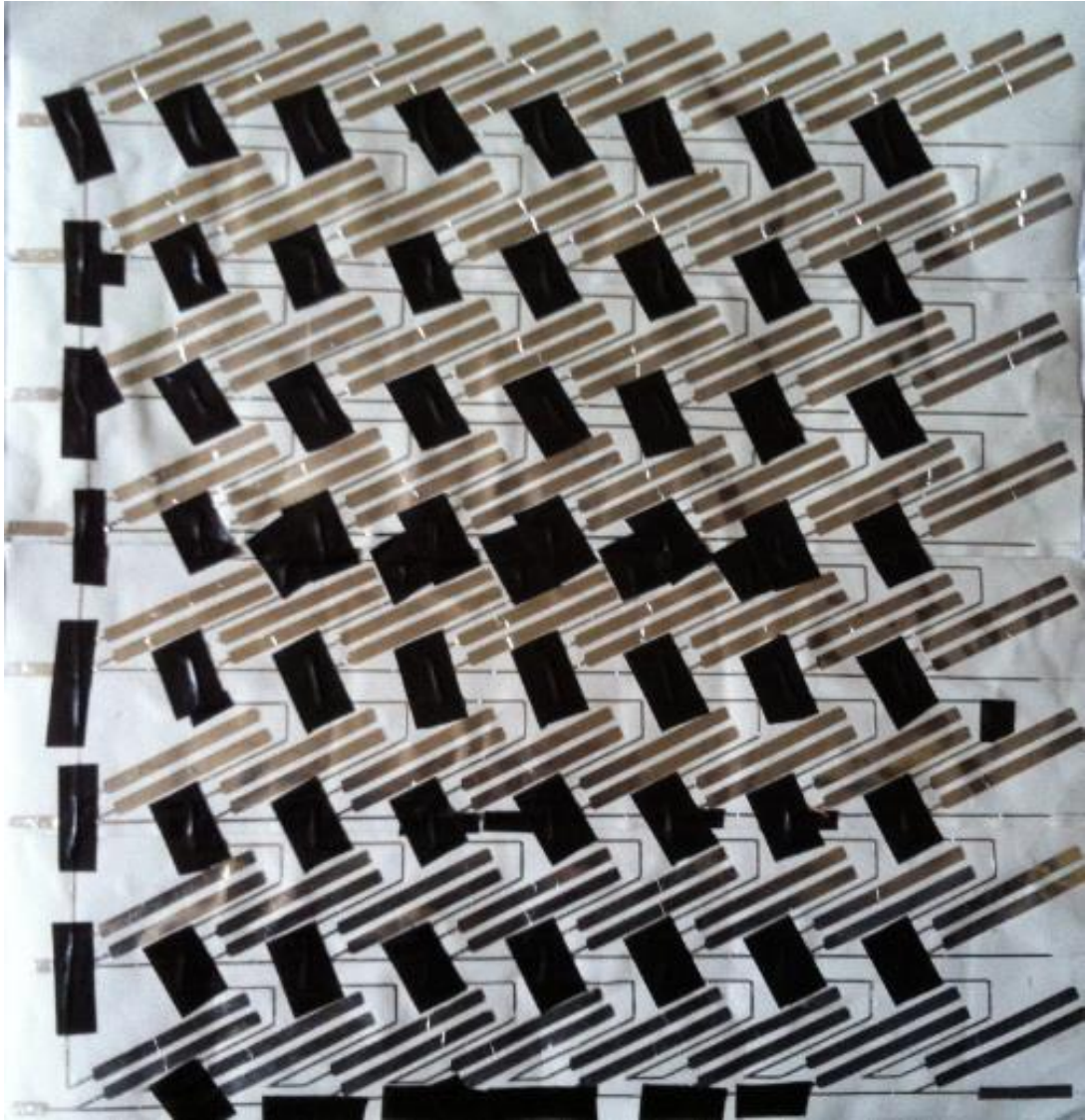


Figura 12: Construcción de la matriz de sensores (8 filas, 8 columnas).

Fuente: Los Autores

Cada sensor es cubierto con un material dieléctrico (carbón), para lograr generar la señal en cada uno de los sensores.

2.1.2 Diseño y prototipo con láminas de Cobre.

Se realizaron pruebas de sensores de manera individual, pero en este caso contruidos con cobre y carbón como material dieléctrico, figura 13.

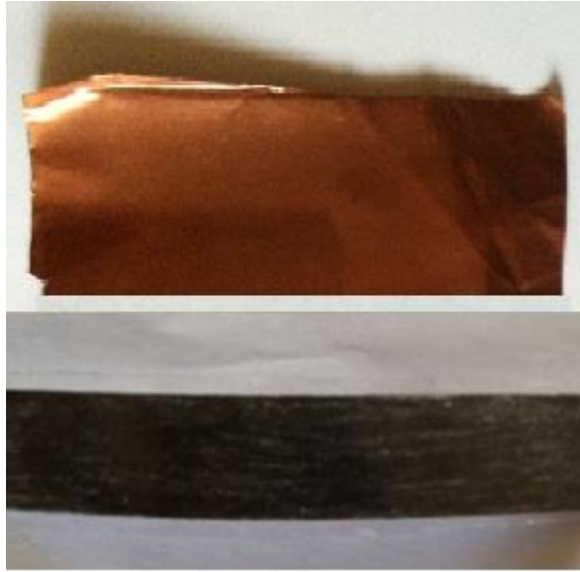


Figura 13: Lámina de cobre en la parte superior y carbón en la parte inferior (Cobre).

Fuente: Los Autores

El cobre es reconocido por una excelente conductividad (conductividad eléctrica de 58.5 S.m/mm^2) [16, 17] como uno de los materiales más utilizados como conductor eléctrico.

Al igual que el aluminio nuestro sensor consta de dos placas de cobre ubicadas de forma paralela. Cada placa tiene un terminal de salida, los cuales serán interconectados entre filas y columnas respectivamente para registrar la señal analógica entregada por el sensor. Las placas paralelas de cobre están cubiertas por una capa de papel previamente colocada con el material dieléctrico, figura 14.



Figura 14: Estructura interna del sensor de presión capacitivo.

Fuente: Los Autores

Este sensor nos entrega una señal analógica, que dependen del nivel de presión ejercido en dicho elemento, además de las características con la que fue diseñado.

Al igual que el aluminio, se realizaron pruebas con diferentes sensores, logrando obtener varias señales de capacitancia en cada prueba. El sensor más óptimo a utilizar es el que se observa en la figura 14, este presenta valores altos de capacitancia debido a las características que tiene, las cuales son presentadas a continuación: Largo 6 cm, Ancho 2cm, 2 Placas conductoras de $6 \times 0.5 \text{ cm}$ y carbón como dieléctrico.

Además, presenta niveles de capacitancia variable como se observa en la tabla 3, esto al aplicar una determinada fuerza sobre el mismo.

Tabla 3: Datos obtenidos en las pruebas del sensor.

<i>Fuerza aplicada (N)</i>	276	440	595	822	1158	2760	4100
<i>Valor de capacitancia (nF)</i>	16.5	23.8	27.8	42.6	68	87.6	98.7

El diseño de la matriz sensorial es el mismo que fue utilizado para el aluminio. Este diseño fue imprimido (impresión en papel a B/N) para utilizarlo de molde, ya que el cobre lo cortamos manualmente.

Al concluir con el diseño, cortado y armado de la matriz; conectamos cada fila y cada columna a través de un hilo de cobre, con el fin de obtener señales de cada uno de los sensores que conforma la matriz, figura 15.

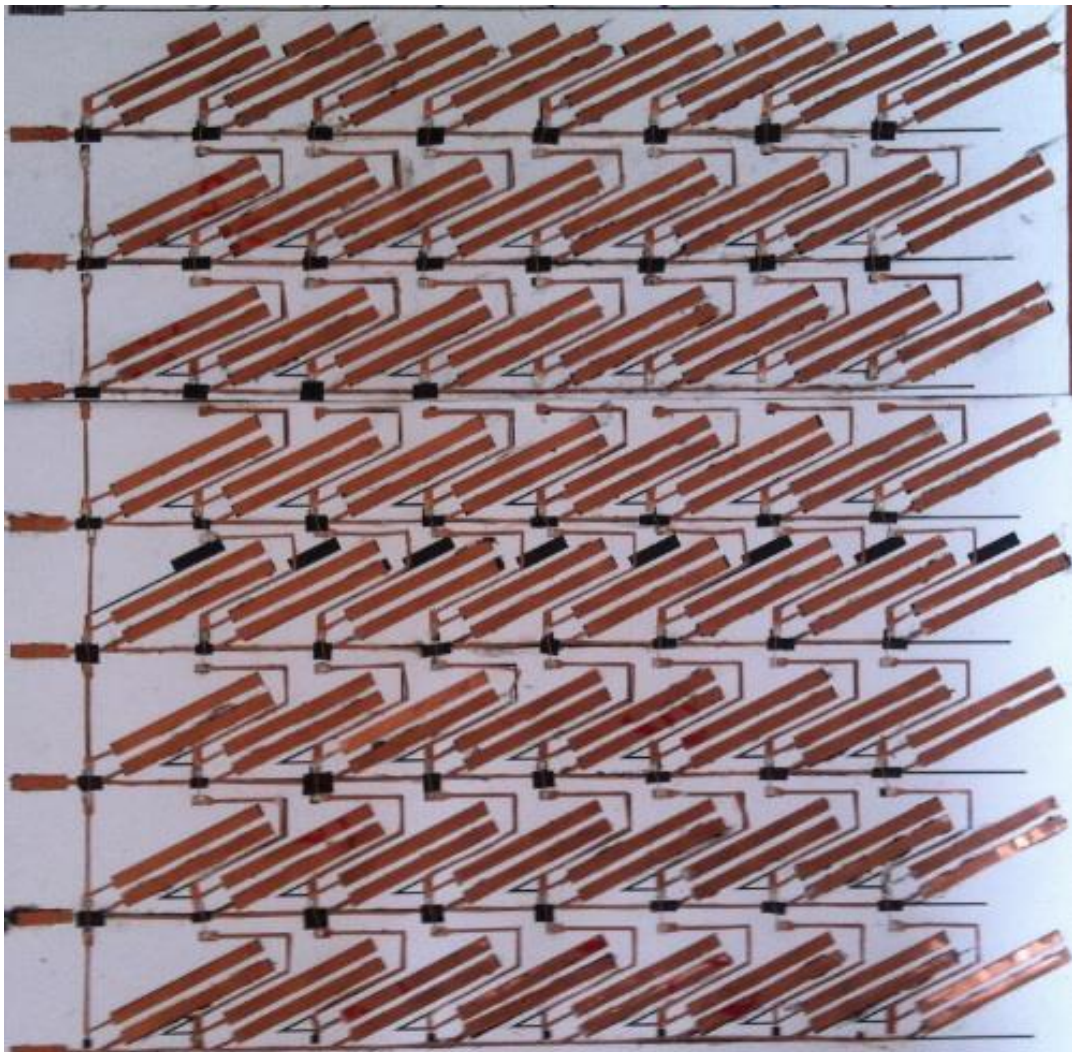


Figura 15: Armado y conexión de la matriz de sensores.

Fuente: Los Autores

Cada sensor es cubierto con un material dieléctrico (carbón), para lograr generar la señal en cada uno de los sensores, como se observa en la figura 16.



Figura 16: *Matriz de sensores capacitivos.*

Fuente: *Los Autores*

2.2 Diseño y desarrollo del sistema electrónico

Partiendo del criterio de que nuestro sistema electrónico debe ser capaz de recibir, convertir, procesar y enviar de forma inalámbrica los datos, nos vemos en la necesidad de desarrollar una tarjeta electrónica con el fin de cumplir dichas funciones.

El software utilizado para el diseño del circuito esquemático es Proteus 8 Professional, en este se presenta todos los dispositivos electrónicos necesarios para el desarrollo del sistema. El elemento de control utilizado es el microcontrolador PIC16f877a, el cual será el encargado de la recepción de datos desde la matriz sensorial y envío de datos al bluetooth HC-05. Este dispositivo bluetooth se encarga de la comunicación inalámbrica hacia el dispositivo móvil del usuario y mediante una interfaz serial se

muestra gráficamente en la aplicación de ANDROID los niveles de presión generados por una persona con discapacidad física al sentarse en una silla de ruedas.

A continuación, se muestra los materiales y equipos necesarios para el sistema capaz de recibir, convertir, procesar y enviar de forma inalámbrica los datos; además se observa las características más importantes acorde a los requerimientos de diseño.

- **Bluetooth HC-05**

Este dispositivo tiene como función enviar y recibir información inalámbricamente la principal característica de este dispositivo es que se puede elegir por defecto las funciones de maestro o esclavo [18]. En la tabla 4 se puede observar algunas características técnicas del *Bluetooth HC-05*:

Tabla 4: Especificaciones técnicas de *Bluetooth HC-05* [18].

<i>Datos técnicos</i>	
<i>Modo</i>	Maestro o Esclavo
<i>Frecuencia</i>	2.4GHz
<i>Modulación</i>	GFSK
<i>Poder de Transmisión</i>	4dB clase 2
<i>Velocidad</i>	Asíncrono: 2.1Mbps/160kbps
	Síncrono: 1 Mbps/1Mbps
<i>Fuente de Alimentación</i>	3.3 VDC, 50mA
<i>Dimensión</i>	26.9mm x 13mm x 2.2mm
<i>Seguridad</i>	Autenticación y Encriptación
<i>Pines</i>	VCC, GND, TX, RX, KEY

- **Integrado SN74LS138N**

Este circuito integrado es un Decodificador/Demultiplexor de alta velocidad. Es un decodificador (3:8) de tres entradas que produce ocho salidas activas en nivel bajo, con tres entradas de control, que también puede trabajar como un demultiplexor con la relación de 1:8; por lo que es muy utilizado en la selección de dispositivos. Además, es ideal para aplicaciones con memorias de 1Byte [19]. En la tabla 5 se puede observar algunas características técnicas del integrado:

Tabla 5: Especificaciones técnicas del integrado SN74LS138N [19].

<i>Datos técnicos</i>	
<i>Voltaje de Alimentación</i>	4.75V – 5.25V
<i>Corriente de salida alta, baja</i>	-0.4mA, 8.0mA
<i>Temperatura de Funcionamiento</i>	0 – 70 °C
<i>Tipo de montaje</i>	Montaje orificio pasante
<i>Tipo de Lógica</i>	Driver con salidas activas en bajo

- **Microcontrolador PIC16F877A**

El dispositivo PIC16F877A es un circuito integrado fabricado por Microchips, se caracteriza por ser de alto rendimiento debido a que posee una memoria ISP Flash que tiene la capacidad de leer y escribir al mismo tiempo. Este dispositivo cuenta con solo 35 instrucciones diferentes todas ellas son de un ciclo de reloj. Al ser un microcontrolador de bajo consumo y relativamente de bajo costo es usado en sistemas autónomos y en múltiples proyectos, una de las implementaciones comunes es en la plataforma de programación llamada Arduino [20]. En la tabla 6 se presentan las características técnicas del PIC16F877A:

Tabla 6: Especificaciones técnicas del PIC16F877A [20].

<i>Datos técnicos</i>	
<i>Voltaje de Alimentación</i>	2.0V – 5.5V
<i>CPU</i>	5 MIPS
<i>Rango de Temperatura</i>	-40 a 125°C
<i>Frecuencia máxima de operación</i>	20MHz
<i>Canales ADC</i>	8 canales a 10 bits
<i>Velocidad ADC</i>	15kbps
<i>Memoria RAM</i>	368 bytes
<i>Memoria EEPROM</i>	256 bytes
<i>Memoria FLASH</i>	14 Kbytes
<i>Número de Pines</i>	40

- **Batería de polímero de litio**

La batería de polímero de iones de litio (células de secundaria), está compuesta generalmente de varias células secundarias idénticas en paralelo para aumentar la

capacidad de la corriente de descarga, y están a menudo disponibles en serie de "packs" para aumentar el voltaje total disponible [21]. En la tabla 7 se presentan las características técnicas de la batería de polímero de litio:

Tabla 7: *Especificaciones técnicas de la batería de polímero de litio [21].*

<i>Datos técnicos</i>	
<i>Eficiencia carga/descarga</i>	99.8%
<i>Velocidad de auto descarga (%/mes)</i>	5%/mes
<i>Durabilidad (tiempo)</i>	25-36 meses
<i>Durabilidad (ciclos)</i>	>1000 ciclos
<i>Voltaje de célula nominal</i>	7.4 V
<i>Corriente</i>	1500 mAh

La herramienta informática utilizada para el diseño del circuito de control es Proteus 8 Professional, ya que contiene gran parte de las librerías necesarias para el diseño del PCB. En la figura 17 se aprecia el circuito del sistema para recibir, convertir, procesar y enviar de forma inalámbrica los datos. Con el objetivo de apreciar y describir de mejor manera la circuitería, se procede a dividir por secciones todo el circuito.

Transmisión
Bluetooth

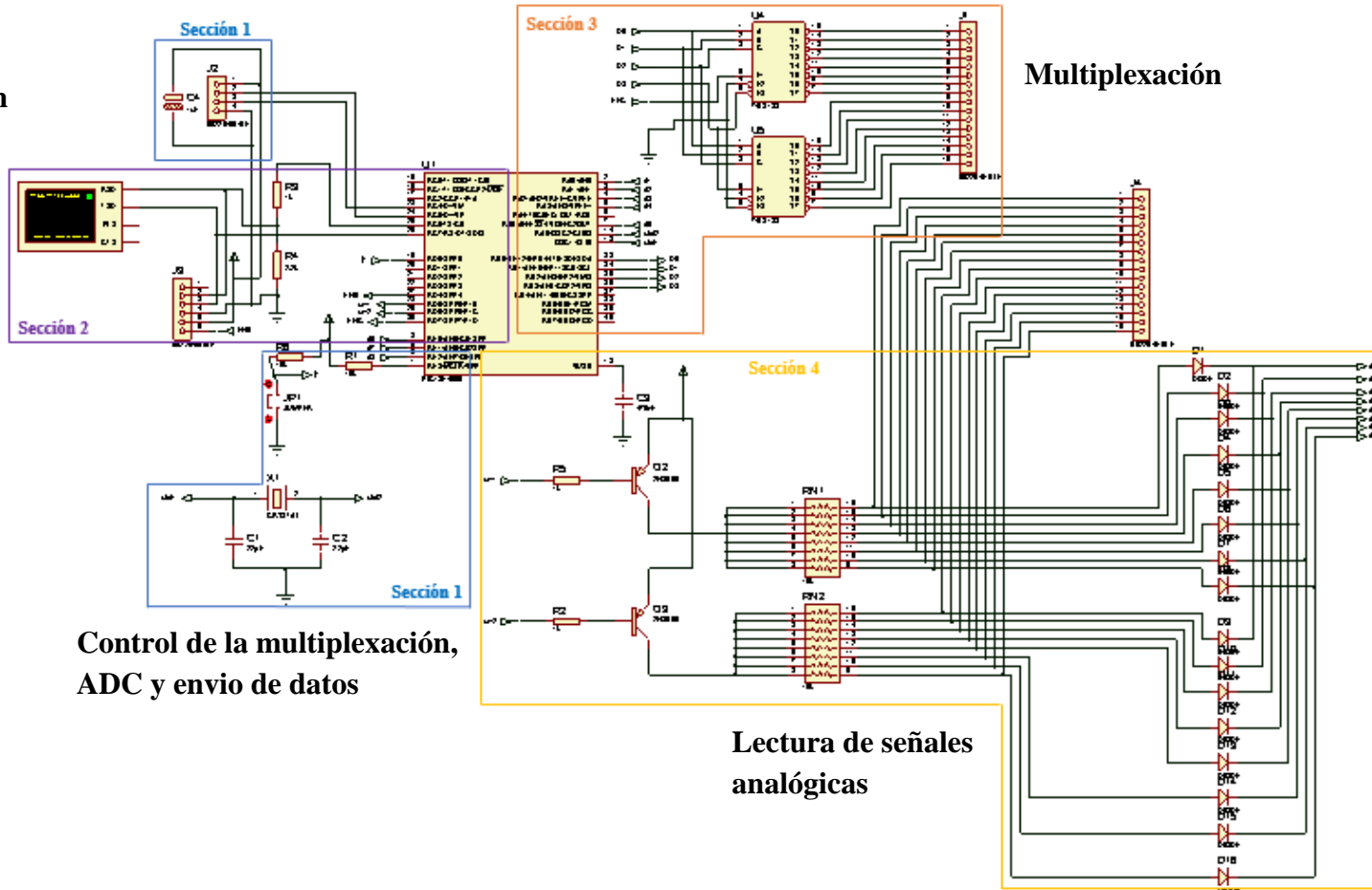


Figura 17: Esquema del circuito de control segmentado

Fuente: Los Autores

Sección 1: Dentro de esta sección se presenta el circuito del reset (Master Clear), para el microcontrolador PIC16F877A, además se tiene un oscilador exterior de 16MHz con sus respectivos condensadores de 22pF, por último, se tiene un condensador de 1uF para estabilizar la entrada de voltaje.

Sección 2: En esta sección se tiene la conexión del módulo Bluetooth HC-05 con el microcontrolador. Como se observa en la figura 22, se tiene conectado los 5 pines (TX, RX, VCC, GND y KEY). El pin Key es necesario para entrar al modo de comandos AT en el módulo bluetooth. Además, se observa que esta comunicación serial se la debe hacer por software, debido a que la comunicación serial por hardware estará ocupada por el microcontrolador para la lectura y el envío de datos.

Sección 3: Dentro de esta sección se encuentran dos integrados 74LS138, estos son los encargados de la multiplexación para lograr la lectura mediante 8 canales analógicos.

Sección 4: En esta sección se observa dos conjuntos de ocho resistencias cada uno, estos son habilitados secuencialmente mediante los transistores conectados en serie a las mismas, permitiendo una lectura ordenada de cada matriz de sensores. Además, esta sección consta de 16 diodos, estos permiten la circulación de la señal de forma unidireccional hacia el microcontrolador.

2.2.1 Adquisición de datos

En esta sección se muestra como se realizó la adquisición de datos de los sensores de presión capacitivos, desde el microcontrolador PIC 16F877A, el software utilizado para la programación del microcontrolador es “PIC C”, a continuación, se presenta el flujograma (figura 18) y una descripción breve del mismo; el cual se encarga de la recepción de datos a través del puerto analógico, control de la multiplexación y transmisión por medio del bluetooth HC05 como se presentó en el diseño observado en la figura 17.

Flujograma

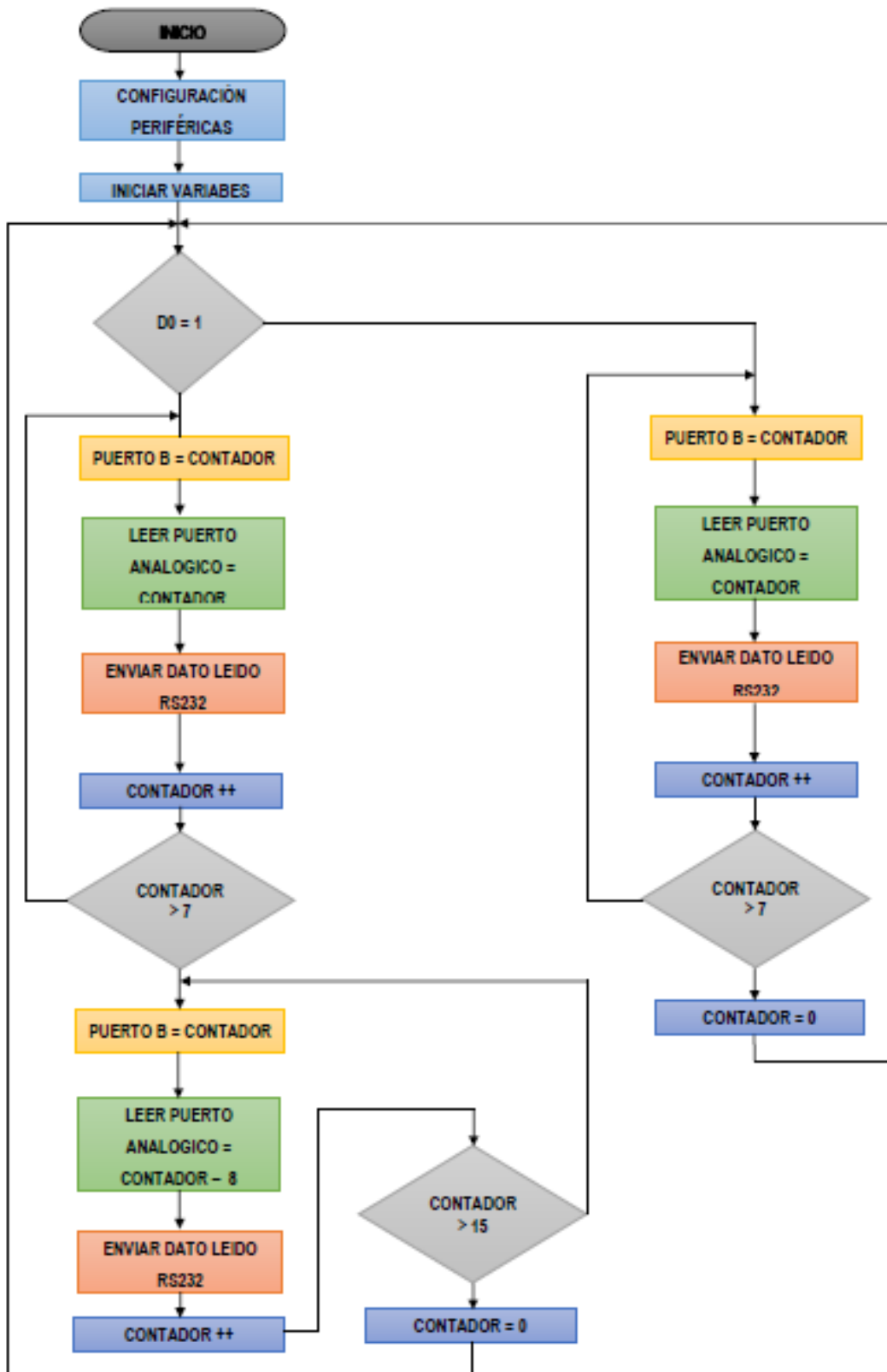


Figura 18: Flujograma Adquisición, control de la multiplexación y transmisión de datos.

Fuente: Los Autores

En primera instancia configuramos los parámetros de operación del microcontrolador; definimos cuáles serán los puertos de entrada salida, el número de canales analógicos a utilizar, la velocidad de comunicación serial y las especificaciones de velocidad de operación. Luego de declaradas las variables y configurado los puertos, procedemos a desarrollar el algoritmo funcional, es decir establecemos un bucle infinito

Dentro del bucle, la primera instrucción es verificar el estado del jumper si está en 1 o 0, al estar en 1 realizará la lectura únicamente de los 8 canales analógicos y una multiplexación de 8 filas y 8 columnas, con un tiempo de muestreo de 50 μ s por canal. En caso contrario si el jumper se encuentra en estado lógico 0, se procede a realizar la lectura de 16 filas y 16 columnas mediante conmutación de canales analógicos. Como se observa la transmisión de datos se realiza inmediatamente a partir de la lectura del canal analógico con una velocidad de 19200 baudios. Para determinar si se ha completado la lectura de la matriz entera, un contador verifica el número de datos leídos, una vez completos este se pone a 0 y envía un testigo de finalización de lectura, un 0 para iniciar una nueva lectura, dependiendo si es para la matriz de 8x8 o 16x16.

2.2.2 Pruebas de funcionamiento y linealización de matrices para el desarrollo de la interfaz gráfica.

Para el desarrollo de la interfaz gráfica, primero se desarrollaron pruebas de los sensores, tanto del patrón como del construido, teniendo en cuenta las características de cada uno de estos. De esta manera comprobamos el correcto funcionamiento y la adecuación respectiva de nuestra matriz construida, logrando obtener valores similares de sensibilidad entre la matriz adquirida y la matriz construida.

Por otro lado, se desarrolló la linealización de ambas matrices, esto con el fin de obtener valores de presión que se aplican en el sistema, los mismos que pueden ser observados en la interfaz gráfica, así como también en nuestra base de datos.

- **Características de la matriz de sensores SensingTex**

Las propiedades de la detección x-y se describen en la siguiente tabla [12].

Tabla 8: Características Técnicas Capas de detección Posición X-Y [12].

<i>Propiedad</i>	<i>Unidades</i>	<i>Valor</i>
<i>Condiciones de operación</i>		
Rango de uso de temperatura	[°C]	-15 a 90
Rango de uso de humedad relativa	[%]	0 a100
Ciclos estimados	#	>10 ⁸
<i>Características físicas</i>		

Grueso mínimo del sensor	[μm]	400
Resolución mínima	[mm]	1.5
<i>Características eléctricas</i>		
Resistencia optima interrupción	[Ω]	Nivel Ω
Respuesta dinámica sensor subida (99%)	[ms]	10
Respuesta dinámica sensor bajada (99%)	[ms]	20
Error sensibilidad (0,2-0,5N)	[%]	0,2

El sensor de presión del eje Z viene determinado por un textil basado en una combinación de un tejido y una tinta especial [12].

Las propiedades del sensor de presión se describen en la siguiente tabla:

Tabla 9: Características del sensor textil de presión [12].

<i>Especificaciones</i>	<i>Unidades</i>	<i>Multicapa</i>
<i>Condiciones de operación</i>		
Rango de uso de temperatura uso	[$^{\circ}\text{C}$]	-5 a 80
Humedad relativa en uso	[%]	0 a 100
# Ciclos estimados	#	$>10^8$
<i>Características físicas</i>		
Espesor mínimo de la capa sensitiva	[μm]	200
Distancia entre botones	[mm]	2
<i>Características eléctricas</i>		
Tiempo de subida	[ms]	20
Tiempo de bajada	[ms]	10

Respuesta Cuasi-estática del sensor

La figura 19 muestra la respuesta cuasi-estática de la conductancia frente a la presión. En el gráfico se pueden observar dos comportamientos diferentes. Comportamiento para presiones de entre 0 a 2,5 Kg/cm² y una curva suave para presiones de entre 2,5 a 25 Kg/cm² [12].

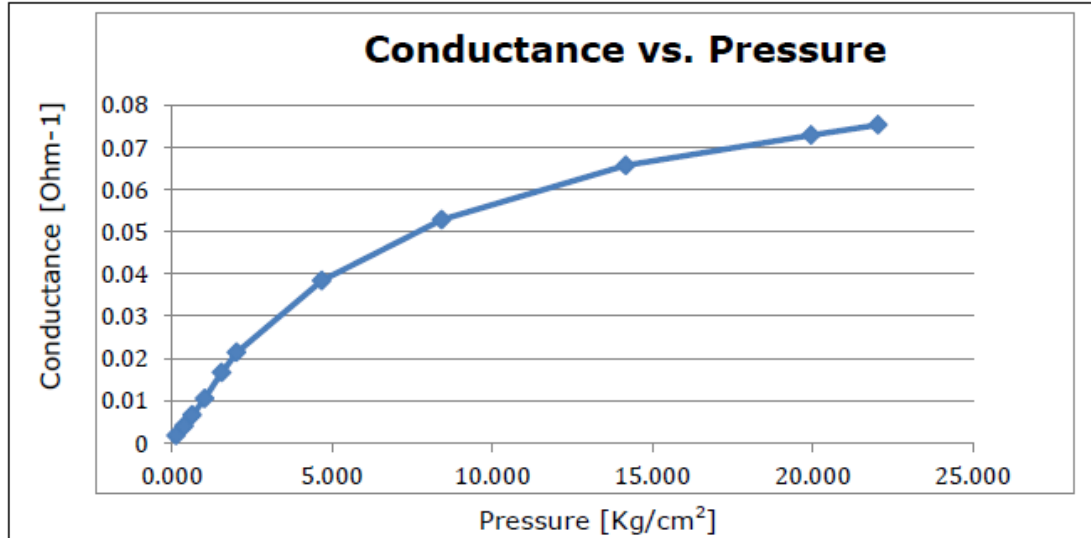


Figura 19: Valoración de sensibilidad a la presión de 0 a 25Kg/cm² [12].

En la primera gama de baja presión, la histéresis del sensor de presión es muy baja, lo que permite comprobar la diferencia en valores de conductancia frente a diferentes cargas aplicadas de presión tanto de enlace ascendente y enlace descendente [12].

La siguiente ecuación muestra el buen ajuste lineal para el rango de baja presión entre 0 y 2,5 Kg/cm²:

$$\sigma = bP + a \quad (2)$$

Dónde: σ es la conductancia en Ω^{-1} , P es la presión en Kg/cm², a es la constante inicial ($a = -0.00148 \Omega^{-1}$), b es la Presión/Función conductancia ($b = 0.000013 \Omega^{-1}g^{-1}$)

$R^2 = 99,96\%$ Modelo de predicción lineal (ideal tendiendo para 100%)

H = 2,1% Histéresis (% variación media del valor de la conductancia para cada valor de la presión en el ciclo de ascenso y descenso para cada punto) [12].

Luego de conocer todas las características de las diferentes matrices de sensores, realizamos pruebas de funcionamiento, aplicando diferentes pesos, tanto en la matriz adquirida (SensingTex), como en la matriz construida.

- **Pruebas de funcionamiento de la matriz patrón.**

Las pruebas realizadas con los diferentes pesos aplicados sobre la matriz de sensores (figura 20), nos permite conocer la sensibilidad del dispositivo, logrando establecer a

dicha matriz de sensores como un instrumento patrón, el cual nos permite comparar su funcionamiento con la matriz construida.

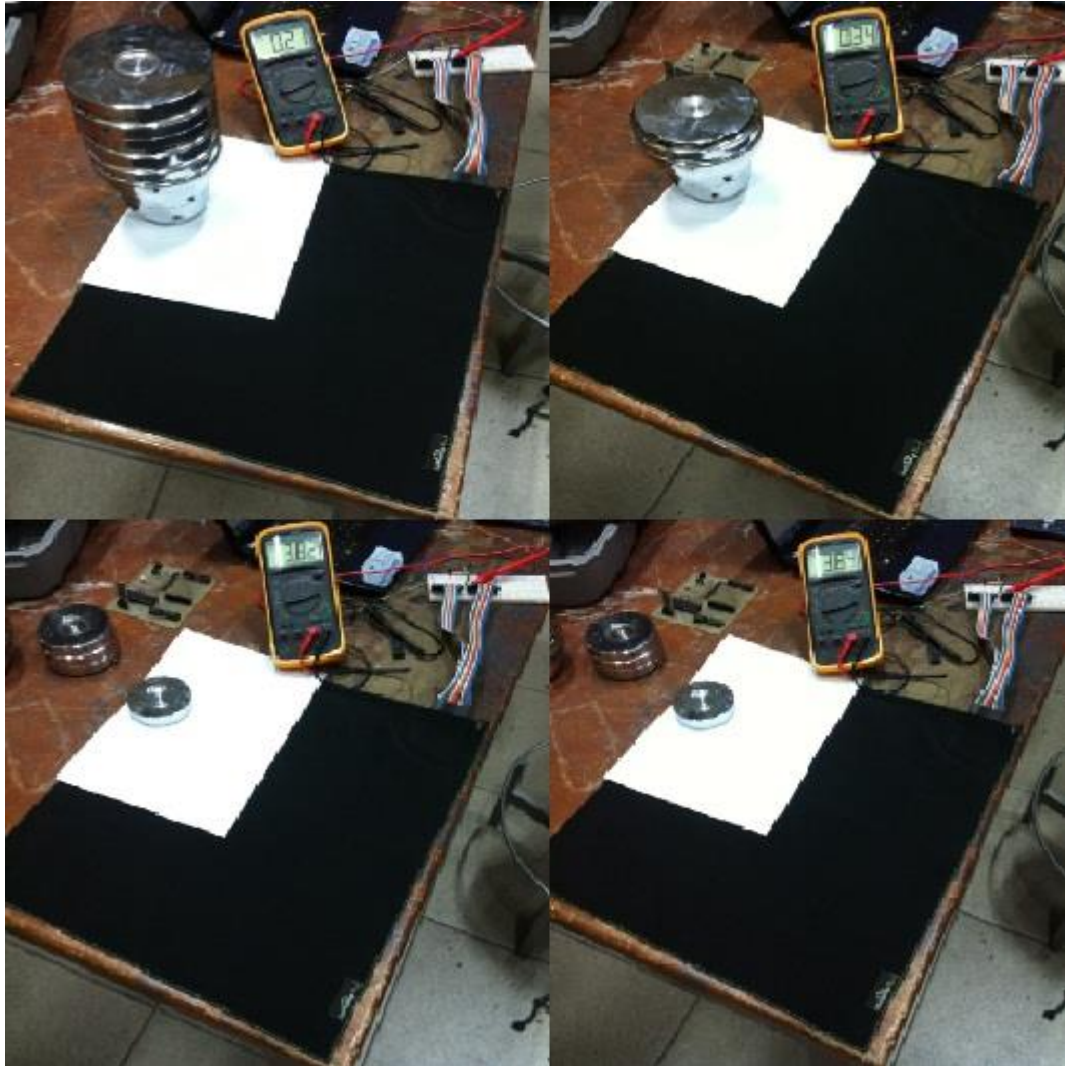


Figura 20: Pruebas de funcionamiento de la matriz patrón.

Fuente: Los Autores

Al realizar las pruebas en la matriz adquirida (SensingTex) con diferentes pesos, se obtuvieron valores de sensibilidad altos como se observa en la tabla 10.

Tabla 10: Datos obtenidos en las pruebas de la matriz de sensores adquirida.

<i>Peso (gr)</i>	600	1475	2435	3435	4635	6375	8775	11275	16275	21275
<i>Voltaje (V)</i>	4.33	3.44	2.38	1.55	1.06	0.75	0.53	0.42	0.26	0.20

- **Pruebas de funcionamiento de la matriz construida.**

Al desarrollar diferentes pruebas sobre la matriz construida (figura 21), podemos ver el grado de sensibilidad del dispositivo que hemos construido, logrando establecer rangos de variación en la sensibilidad de los sensores.



Figura 21: Pruebas de funcionamiento de la matriz construida 8x8.

Fuente: Los Autores

Los valores adquiridos luego de las diferentes pruebas nos permiten apreciar el grado de sensibilidad del dispositivo, logrando una variación de voltaje bajo como se observa en la tabla 11.

Tabla 11: Datos obtenidos en las pruebas de la matriz de sensores construida.

<i>Peso (gr)</i>	600	1475	2435	3435	4635	6273	8775	13775	16275	21275
<i>Voltaje (V)</i>	4.63	4.42	4.31	4.26	4.22	4.20	4.17	4.14	4.11	4.09

En la figura 22 se observa la variación de sensibilidad de cada una de las matrices, esto al aplicar diferentes valores de peso sobre las mismas.

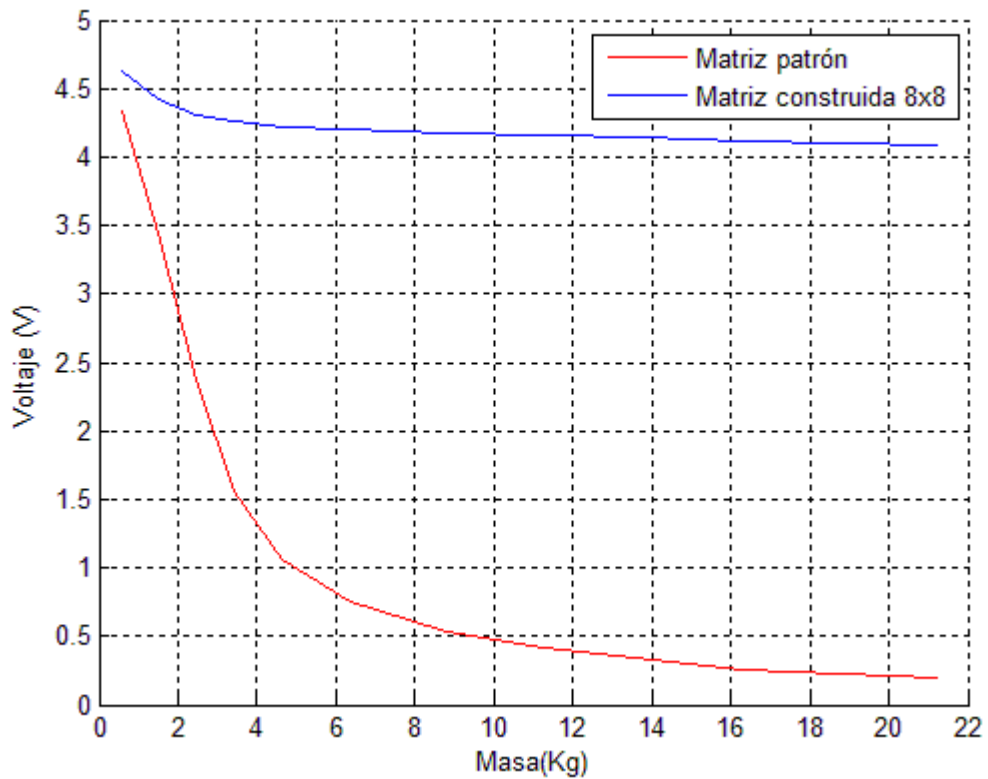


Figura 22: Comparación de sensibilidad entre matrices.

Fuente: Los Autores

Como se observa en la figura anterior el margen de variación de sensibilidad de la matriz construida 8x8 es bajo, esto al aplicar diferentes valores de peso. Además, lo pudimos comprobar mediante un osciloscopio como se observa en la figura 23.

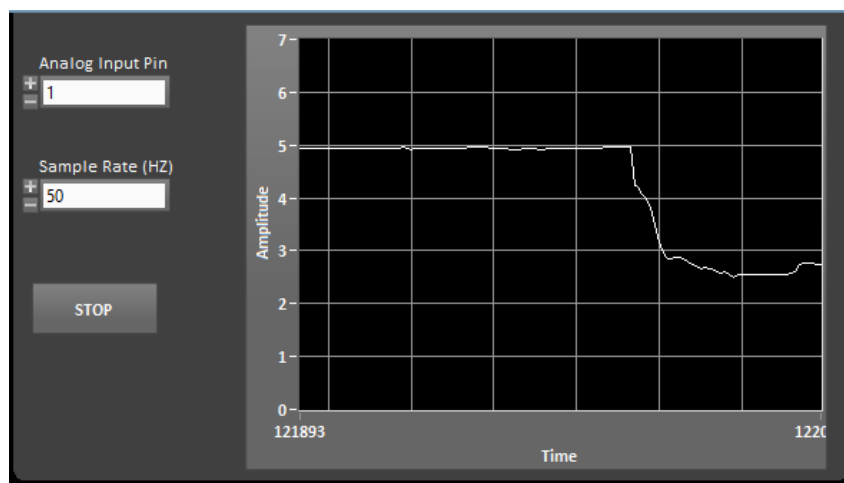


Figura 23: Pruebas de sensibilidad de la matriz construida 8x8 observadas en un osciloscopio.

Fuente: Los Autores

Por lo tanto, se desarrolla un circuito que permita amortiguar la señal obtenida desde la matriz de sensores construida 8x8; este circuito es un filtro pasa bajos.

La fórmula para los cálculos del filtro pasa bajo son:

Función de transferencia

$$H(j\omega) = \frac{1/RC}{j\omega + 1/RC} \quad (3)$$

Frecuencia de corte

$$f_c = \frac{1}{2\pi RC} \quad (4)$$

$$\omega_c = \frac{1}{RC} \quad (5)$$

En donde nos imponemos el condensador con un valor de 1 micro Faradio (μF) y al trabajar con diferentes frecuencias de corte encontramos los valores de las resistencias.

Este filtro pasa bajo es colocado en cada una de las filas de la matriz de sensores con el fin de mejorar la sensibilidad de cada uno de los sensores que conforman la matriz (figura 24), además logramos amortiguar la señal de los sensores.

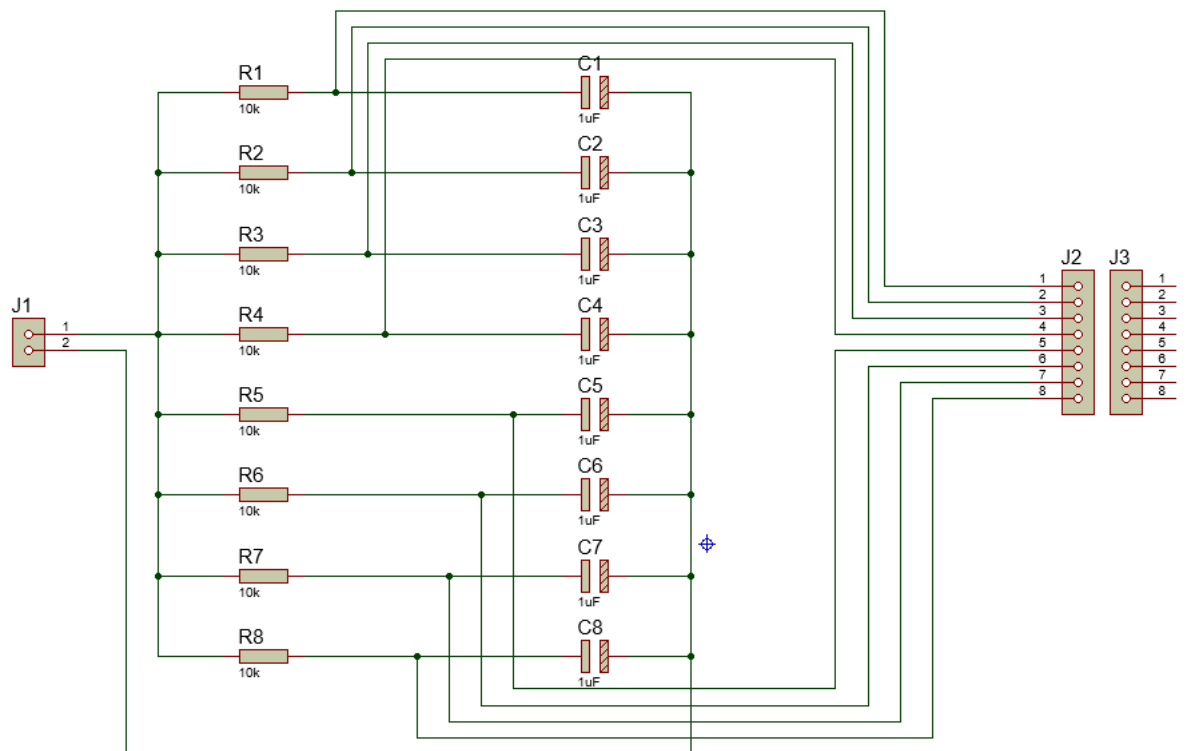


Figura 24: Filtro pasa bajo colocado en cada fila de la matriz de sensores construida 8x8.

Fuente: Los Autores

De esta forma logramos mejorar el margen de variación de sensibilidad de la matriz de sensores construida 8x8, como se observa en la tabla 12 y figura 25 y 26.

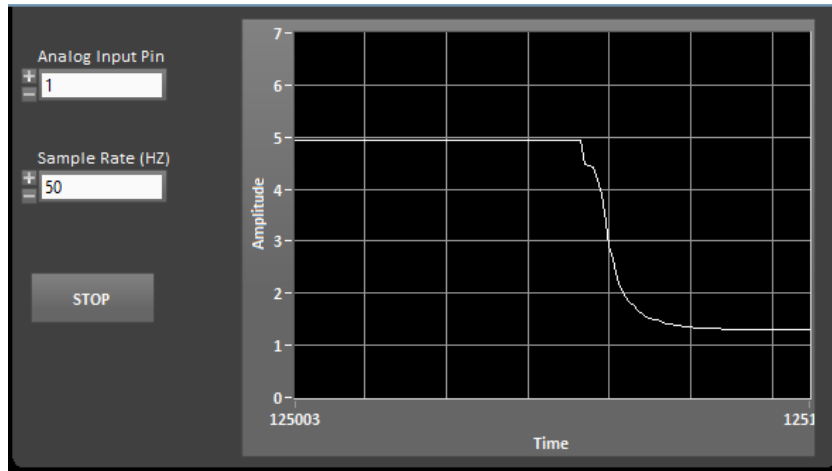


Figura 25: Pruebas de sensibilidad mejorada de la matriz construida 8x8 observadas en un osciloscopio.

Fuente: Los Autores

Tabla 12: Datos obtenidos al mejorar la sensibilidad de la matriz de sensores construida.

<i>Peso (gr)</i>	600	1475	2435	3435	5400	7475	9115	11615	16615	21275
<i>Voltaje (V)</i>	4.92	4.23	3.90	3.85	3.83	3.77	3.69	3.65	3.56	3.50

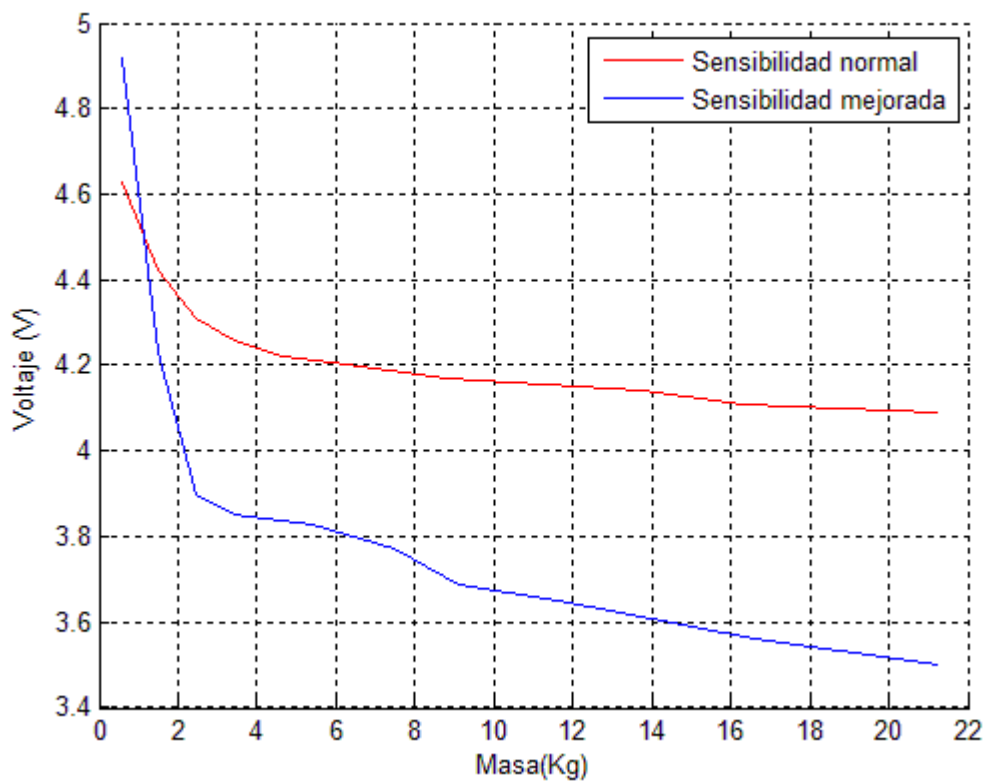


Figura 26: Pruebas al mejorar la sensibilidad de la matriz construida 8x8.

Fuente: Los Autores

- **Linealización de la matriz sensorial**

Este proceso es realizado para encontrar valores del peso aplicado sobre cada sensor, con lo cual será posible determinar el peso total aplicado sobre la matriz sensorial, para esto utilizamos los siguientes pasos:

1. Encontrar el tamaño de la muestra
2. Determinar la desviación estándar para establecer la precisión del sensor
3. Finalmente, linealizar el sensor

En el primer paso, definimos el tamaño de la muestra a partir del número de sensores por los que está compuesta la matriz sensorial.

El tamaño de la muestra es determinado a partir de la ecuación 6.

$$n = \frac{N\sigma^2 Z_\alpha^2}{e^2(N-1) + \sigma^2 Z_\alpha^2} \quad (6)$$

Donde:

n es el tamaño de la muestra.

N es el número de muestras total

e es el error de aproximación

σ es la desviación estándar

Z_α es la constante que depende del nivel de confianza mostrado en la tabla 13.

Tabla 13: Valor de Z_α en función del nivel de confianza porcentual.

Valor de Z_α	1.15	1.28	1.44	1.65	1.96	2.24	2.58
Nivel de confianza %	75	80	85	90	95	97.5	99

Linealización sensor SensingTex

1. La matriz de SensingTex cuenta con 256 sensores; 16 columnas y 16 filas como se muestra en la figura 27.

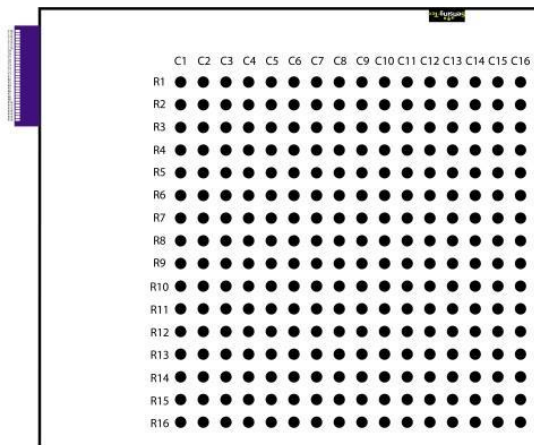


Figura 27: Sensor de presión SensingTex [12].

Para encontrar el tamaño de la muestra por la ecuación 6 establecemos los siguientes datos:

$$Z_{\alpha} = 1.65 \text{ Para un nivel de confianza del } 90\%$$

$$e = 0.1$$

$$N = 256$$

$$\sigma = 0.5$$

$$n = \frac{256 * 0.5^5 * 1.65^2}{0.1^2 * (256 - 1) + 0.5^5 * 1.65^2} = 53.93$$

2. Para determinar la desviación estándar evaluamos el número de muestras calculado sin someter a presión el sensor, en la tabla 14 mostramos los datos obtenidos:

Tabla 14: *Medidas realizadas a 0 Kg de presión.*

<i>#muestra</i>	<i>Valor(ADC)</i>	<i>#muestra</i>	<i>Valor(ADC)</i>
1	235	27	230
2	229	28	224
3	225	29	225
4	226	30	236
5	228	31	226
6	227	32	225
7	227	33	227
8	231	34	224
9	236	35	225
10	237	36	231
11	225	37	226
12	225	38	224
13	229	39	227
14	225	40	233
15	225	41	236
16	226	42	232
17	232	43	238
18	229	44	232
19	224	45	229
20	228	46	230
21	227	47	225
22	226	48	226
23	226	49	232
24	225	50	226
25	226	51	225
26	231	52	225
Promedio			228.25

Los datos evaluados nos permiten establecer el comportamiento del sensor, lo cual nos da el comportamiento de la precisión del sensor. En la figura 28 se muestran los resultados, de frecuencia de datos y distribución normal.

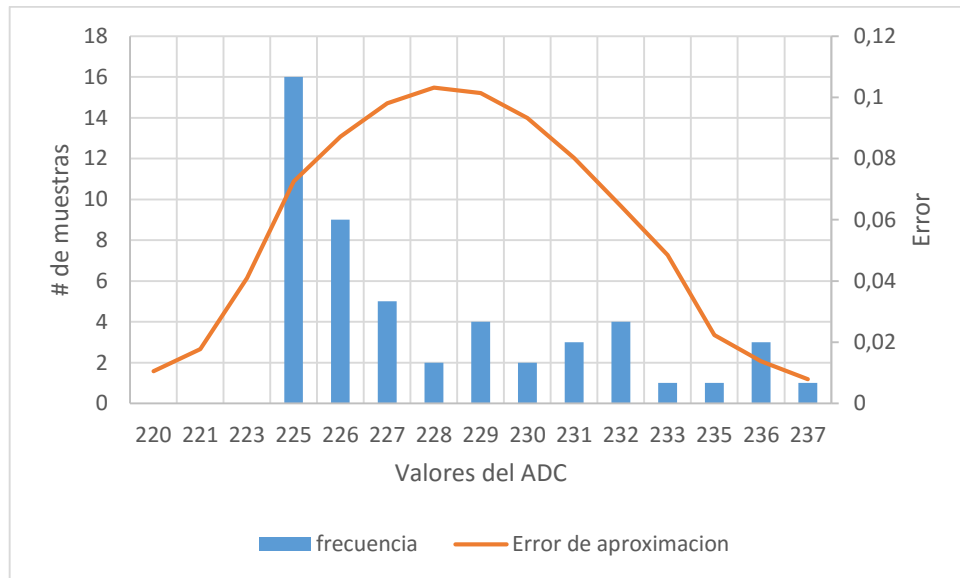


Figura 28: Respuesta de frecuencia y error de aproximación del sensor patrón (0 Kg).

Fuente: Los Autores

- El siguiente procedimiento es linealizar el sensor con lo cual determinaremos la masa aplicada sobre el sensor. En la tabla 15 mostramos los valores generados a diferentes valores de masa.

Tabla 15: Respuesta de la matriz de sensores patrón al aplicar diferentes masas.

gr.	0	148	247	472	699	962	1416	2500	3000	5000	7000	8400
Valor	228	212	210	201	184	180	176	173	172	167	164	150

En la figura 29 mostramos la curva característica del sensor lo cual permitirá determinar la conversión de valores registrados por el ADC a valores de masa.

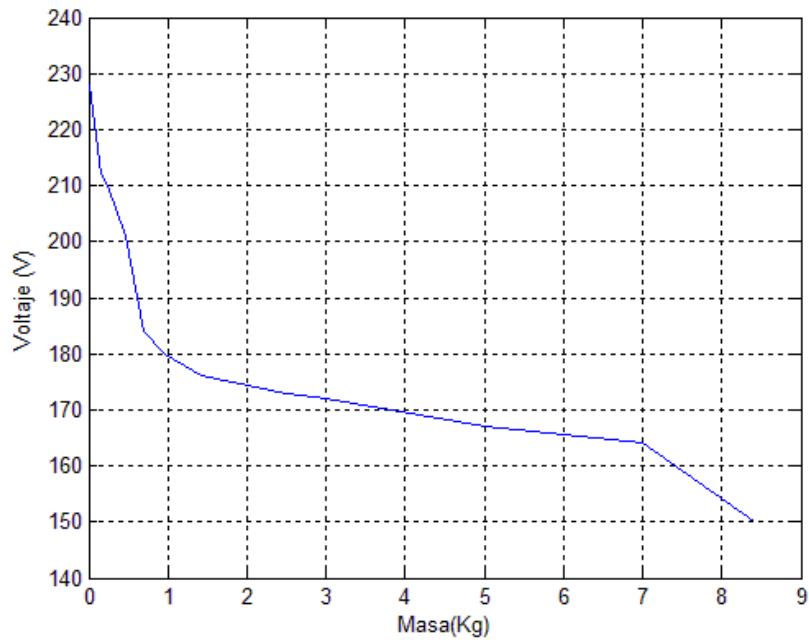


Figura 29: Respuesta sensorial del sensor patrón.

Fuente: Los Autores

Mediante regresión determinamos la ecuación que satisface el comportamiento del sensor a una ecuación de primer orden, como en la ecuación 7.

$$y = a * x + b \quad (7)$$

Las constantes para la ecuación 7 y que responden al comportamiento del sensor son:

$$a = -0.1038946 \quad b = 21.8860$$

Con las constantes asignadas a la ecuación 2, la respuesta se muestra en la figura 30.

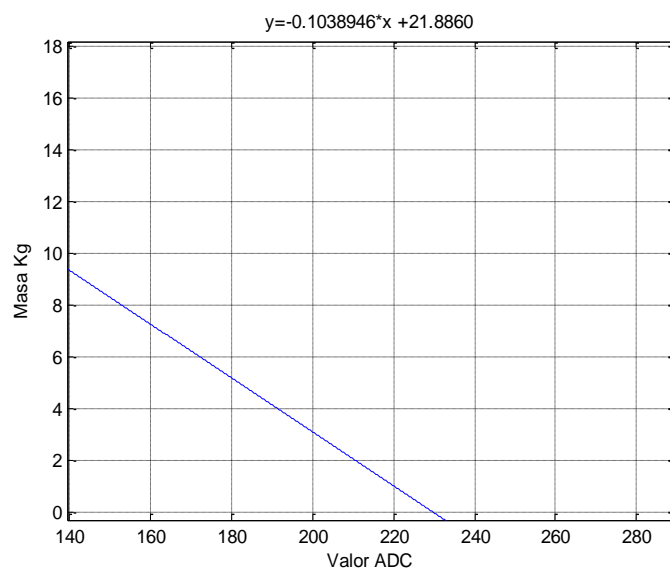


Figura 30: Linealización del sensor patrón.

Fuente: Los Autores

Linealización sensor capacitivo construido 8x8

1. La matriz capacitiva cuenta con 64 sensores ubicados en forma matricial; 8 columnas y 8 filas como se muestra en la figura 31.

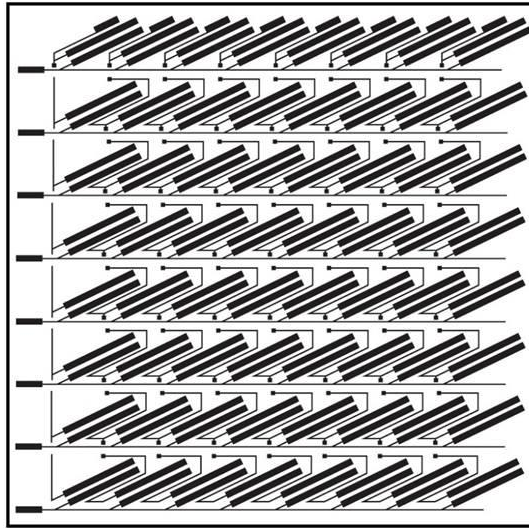


Figura 31: Matriz de Sensores construido 8x8.

Fuente: Los Autores

Para encontrar el tamaño de la muestra por la ecuación 6 establecemos los siguientes datos:

$Z_{\alpha} = 1.65$ Para un nivel de confianza del 90%

$e = 0.1$

$N = 64$

$\sigma = 0.5$

$$n = \frac{64 * 0.5^5 * 1.65^2}{0.1^2 * (64 - 1) + 0.5^5 * 1.65^2} = 33.23$$

2. Para determinar la desviación estándar evaluamos el número de muestras calculado sin someter a presión el sensor, en la tabla 16 mostramos los datos obtenidos:

Tabla 16: Medidas realizadas a 0 Kg de presión.

#muestra	valor	#muestra	Valor
1	235	17	234
2	238	18	234
3	234	19	234
4	230	20	226
5	224	21	226
6	225	22	232

7	230	23	233
8	223	24	220
9	226	25	222
10	234	26	230
11	235	27	233
12	230	28	228
13	231	29	230
14	237	30	236
15	242	31	237
16	236	32	233
Promedio			231.18

Los datos evaluados nos permiten establecer el comportamiento del sensor, lo cual nos da el comportamiento de la precisión del sensor. En la figura 32 se muestran los resultados, de frecuencia de datos y distribución normal.

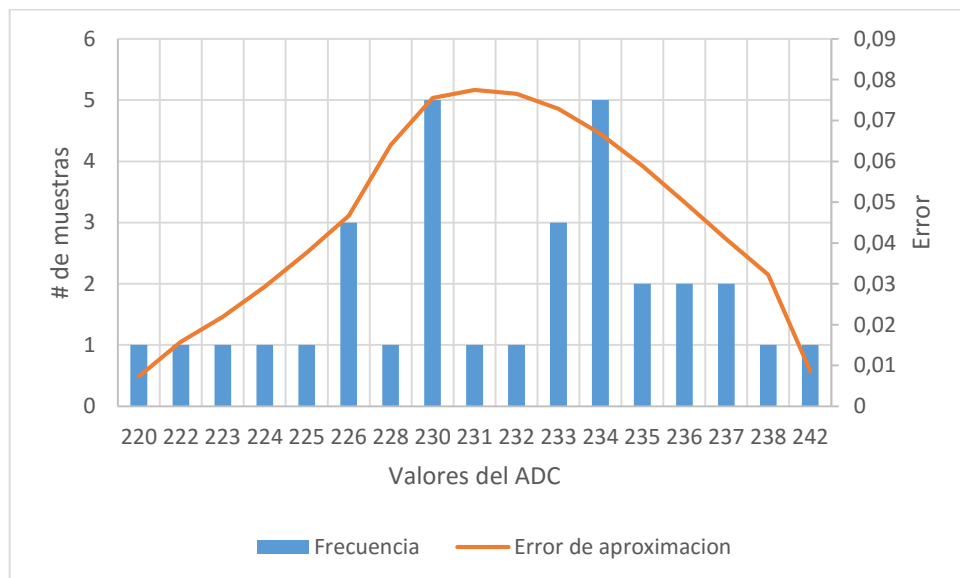


Figura 32: Respuesta de frecuencia y error de aproximación de la matriz de sensores construida 8x8 (0 Kg).

Fuente: Los Autores

- El siguiente procedimiento es linealizar el sensor con lo cual determinaremos la masa aplicada sobre el sensor. En la tabla 17 mostramos los valores generados a diferentes valores de masa.

Tabla 17: Respuesta del sensor al aplicar diferentes masas.

gr.	0	160	175	258	388	484	934	1500	2500	6000	7000
Valor	231	188	187	185	182	181	180	179	170	165	150

En la figura 33 mostramos la curva característica del sensor lo cual permitirá determinar la conversión de valores registrados por el ADC a valores de masa.

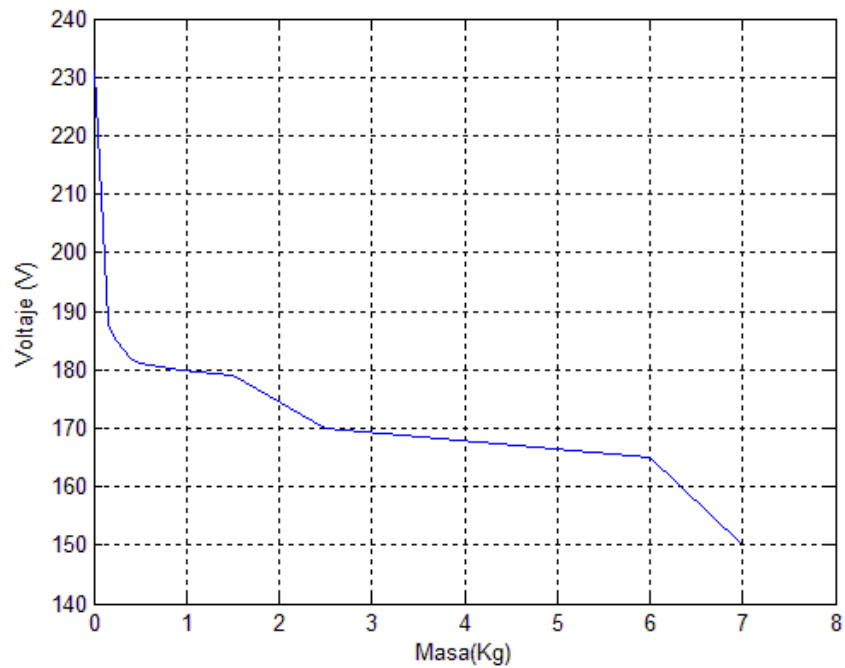


Figura 33: Respuesta sensorial de la matriz de sensores construida 8x8.

Fuente: Los Autores

Las constantes para la ecuación 7 y que responden al comportamiento del sensor son:

$$a = -0.0896294 \quad b = 20.043508$$

Con las constantes asignadas a la ecuación 7, la respuesta se muestra en la figura 34.

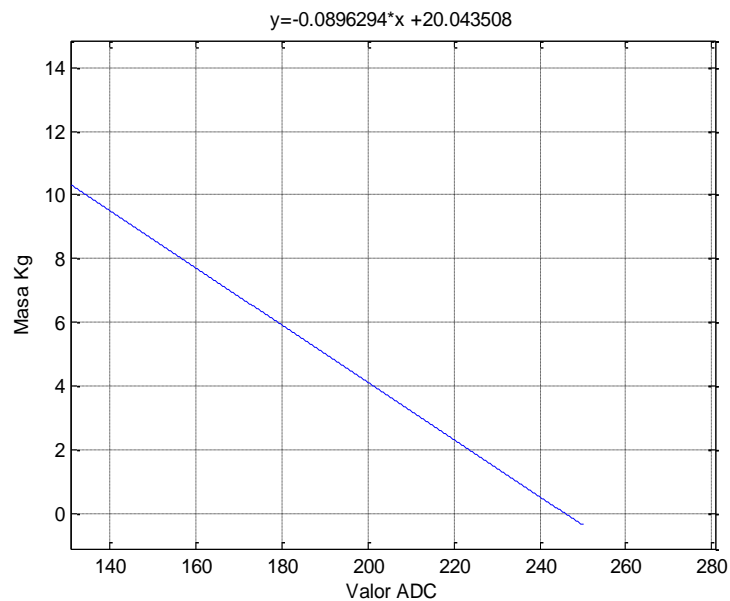


Figura 34: Linealización de la matriz de sensores construida 8x8.

Fuente: Los Autores

2.3 Diseño y desarrollo de la interfaz gráfica (HMI, aplicación móvil ANDROID).

A continuación, se presenta el flujograma, el cual nos indica la estructura para el diseño y desarrollo de la interfaz gráfica (HMI).

- **Flujograma**

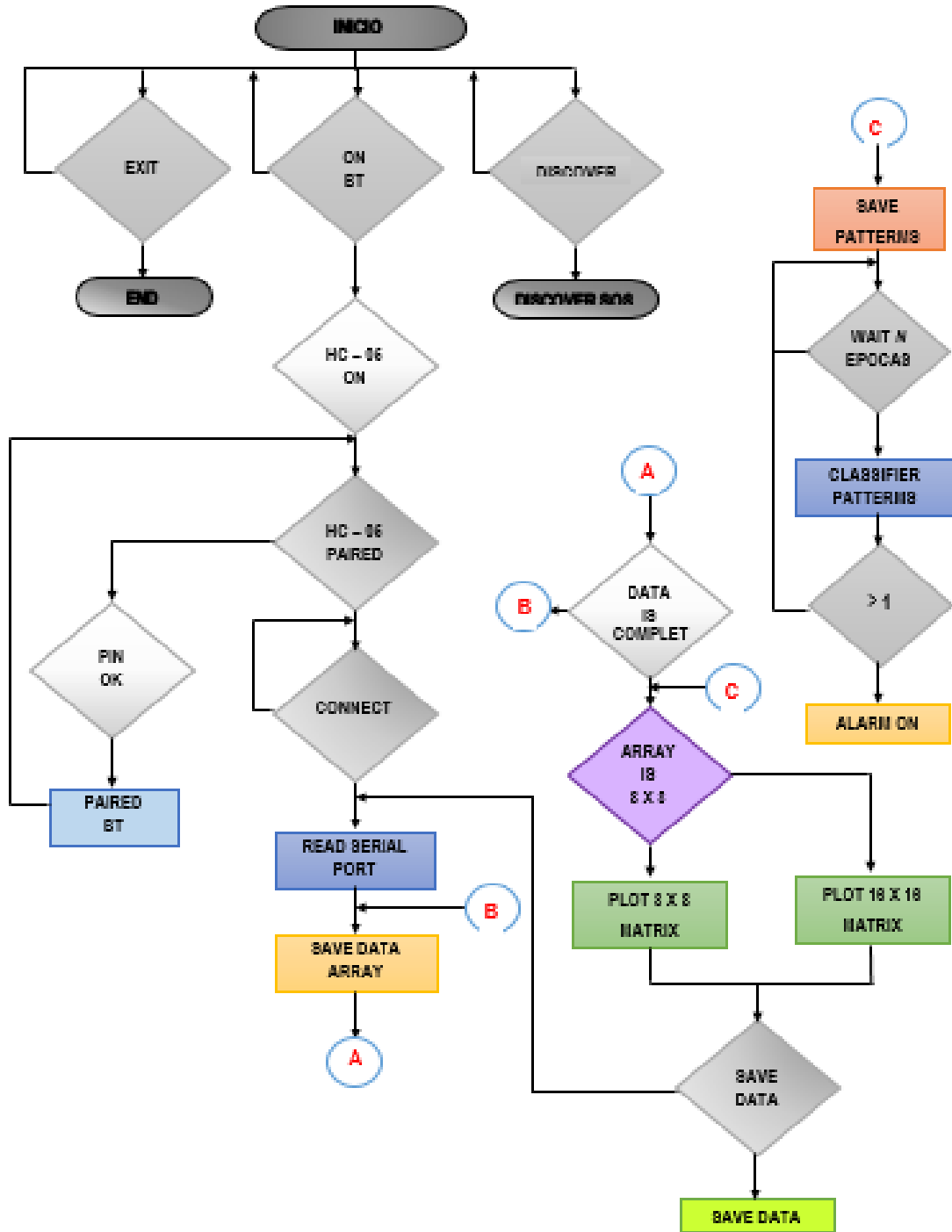


Figura 35: Flujograma para el diseño y desarrollo de la interfaz gráfica (HMI).

Fuente: Los Autores

El sistema desarrollado presenta una interfaz gráfica (HMI) como se muestra en la figura 36, esta es descrita a continuación.

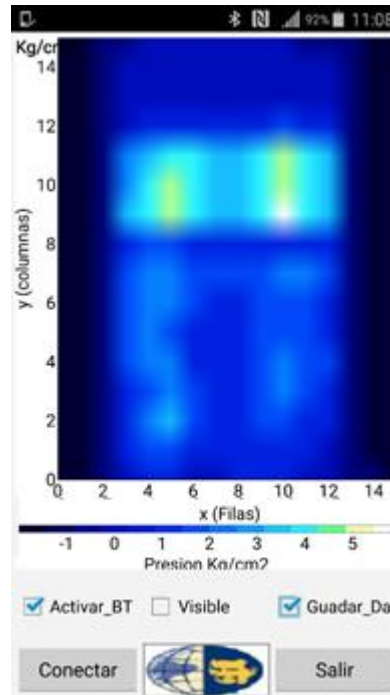


Figura 36: *Interfaz gráfica (HMI).*

Fuente: *Los Autores*

Al abrir la aplicación mostrara una pantalla como detalla la figura 40. Los botones de control permiten la interacción con el usuario, por lo tanto, el primer paso es activar el bluetooth (Activar_BT), luego de activarlo se habilita el botón conectar; si el dispositivo HC 05 está disponible, la aplicación verifica si se encuentra emparejado, caso contrario es necesario iniciar el proceso de emparejado. Al emparejar los dispositivos, se habilita la transmisión de datos, así mismo está presenta la opción de guardar datos y un botón para permitir la visibilidad del bluetooth del dispositivo Android.

- **Proceso para el desarrollo de la interfaz gráfica.**

El primer paso es crear el frame, y la disposición de botones de control, así como también la presentación de los datos recibidos, figura 37.

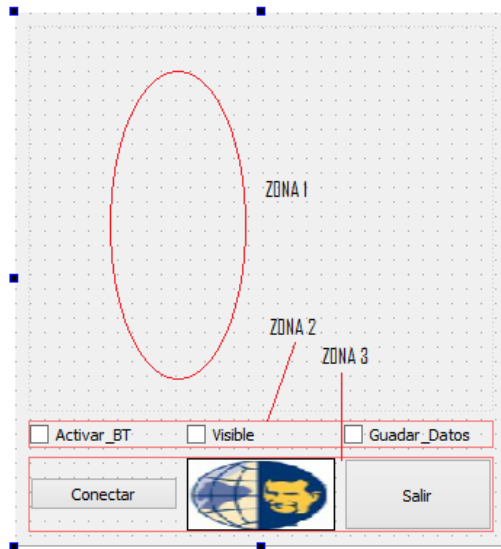


Figura 37: Creación de frame y disposición de botones de control.

Fuente: Los Autores

La ZONA 1 está destinada a la presentación de los datos recibidos, esta zona gráfica los datos en 3 dimensiones; x, y, z. Las coordenadas “x,y” representan la disposición de sensores en filas y columnas, ya que se trata de una matriz sensorial, mientras que, la coordenada z representa los valores de presión generados en cada sensor, estos están interpolados de tal manera que permitan mejorar la apreciación de la gráfica con su respectiva escala de colores, figura 38.

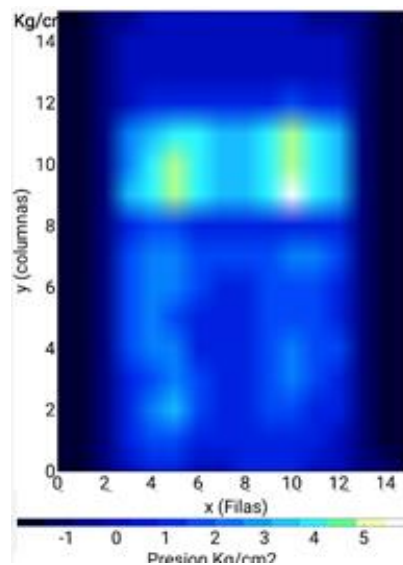


Figura 38: Presentación de datos recibidos, representado en escala de colores según la intensidad de la presión.

Fuente: Los Autores

La ZONA 2 presenta controles de tipo check box, estos controles pueden ser activados y desactivados según la necesidad del usuario. Para la incorporación de estos tipos de control recurrimos a la figura 39.

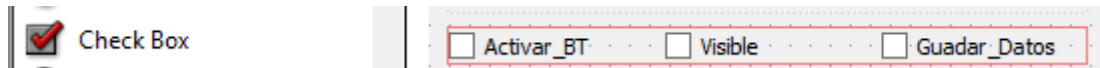


Figura 39: Controles de tipo check box.

Fuente: Los Autores

La forma de interactuar con este tipo de controles puede ser mediante el siguiente algoritmo:

```
void MainWindow::on_save_data_clicked(bool checked)
{
    if (checked)
        almacen=true;
    else
        almacen=false;
}
```

En la ZONA 3 estan los controles de tipo pulsante (push botton), estos permiten establecer la conexión entre dispositivos bluetooth y salir de la aplicación La figura 40 muestra la forma de interacción del boton salir.



Figura 40: Botón salir de tipo pulsante (push botton).

Fuente: Los Autores

Al registrar el evento presionado (cliked()), llama a la funcion close(), lo cual termina la aplicación de forma inmediata. Mientras que para el botón conectar, el registro del evento es por el siguiente método, figura 41.

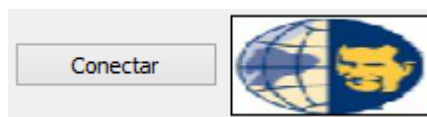


Figura 41: Botón conectar de tipo pulsante (push botton).

Fuente: Los Autores

```
connect(ui->connect, SIGNAL(clicked()), this, SLOT(startConect()));
```

Mediante código accedemos al evento presionado (clicked()) , este evento nos enviará a la función startConect(); que realiza la conexión entre el dispositivo Android y el dispositivo HC-05.

```
void MainWindow::startConect ()
{
    if (socket)
```

```

        return;
        static const QString serviceUuid(QStringLiteral("00001101-0000-
1000-8000-0805F9B34FB"));
        // Connect to service
        socket = new
        QBluetoothSocket(QBluetoothServiceInfo::RfcommProtocol);
        socket->connectToService(QBluetoothAddress("98:D3:31:80:62:E3"),
        QBluetoothUuid(serviceUuid), QIODevice::ReadWrite);
        connect(socket, SIGNAL(readyRead()), this,
        SLOT(readSocket()));
    }

```

Al presionar el botón conectar inicia la conexión entre dispositivos y posteriormente la transmisión de datos, los datos recibidos se almacenan en un vector de un tamaño definido, ya sea de 8x8 (64 datos) o 16x16 (256 datos), al completar el número de datos es posible graficar la superficie dependiendo de los datos recibidos.

```

socket = new QBluetoothSocket(QBluetoothServiceInfo::RfcommProtocol);
QByteArray line = socket->readLine();

```

El sistema consta de una alarma mediante un temporizador que está verificando el estado dinámico de presión sobre el sensor, este al superar cierto límite de tiempo y un valor que determina si no ha cambiado de posición el usuario muestra un mensaje de notificación, lo cual permite identificar posibles eventos de úlceras que es el principal objetivo del sistema en conjunto.

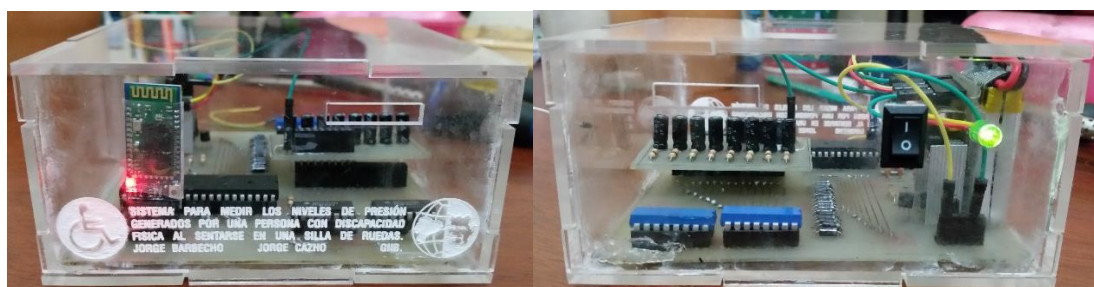
```

connect(&Timer, SIGNAL(timeout()), this, SLOT(alarma()));
Timer.start(100);
if (cont3>50){
    err=qAbs(((av-averageD[9])/av)*100);
    cont3=0;
    if(err<0.8)
        ui->list->addItem(item2);
}
file.open(QIODevice::ReadWrite| QIODevice::Append);

```

2.4 Montaje del sistema

En esta sección se observa el montaje del sistema para medir los niveles de presión generados por una persona con discapacidad física al sentarse en una silla de ruedas, figura 42.



(a)

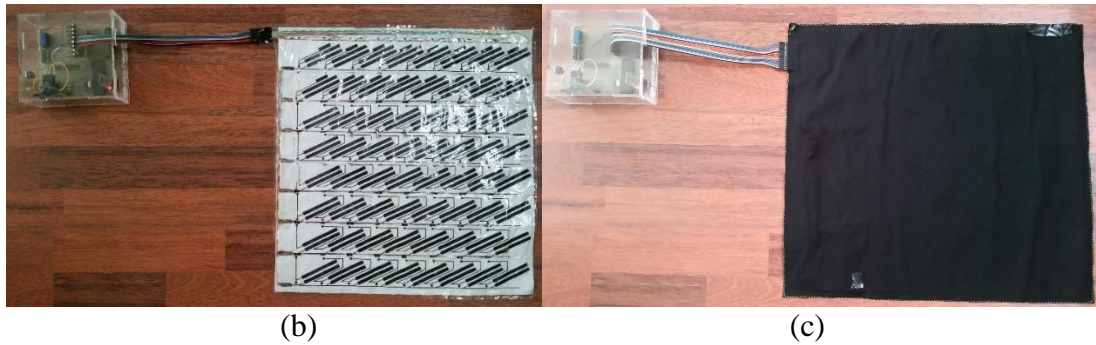


Figura 42: (a) Sistema electrónico capaz de recibir, convertir, procesar y enviar de forma inalámbrica los datos. (b) Montaje del sistema con matriz construida 8x8. (c) Montaje del sistema con matriz patrón.

Fuente: Los Autores

2.5 Diseño y desarrollo de la interfaz en Matlab para el análisis de datos

En esta sección se describe como se realizó la interfaz mediante Matlab para la interpretación y el análisis de los datos obtenidos al realizar las pruebas; esto a través del GUIDE Quick Start.

Para construir nuestra interfaz, en la ventana de comandos de MATLAB escribimos:

```
>> guide
```

Elegimos la opción por defecto, **Blank GUI**, figura 43.

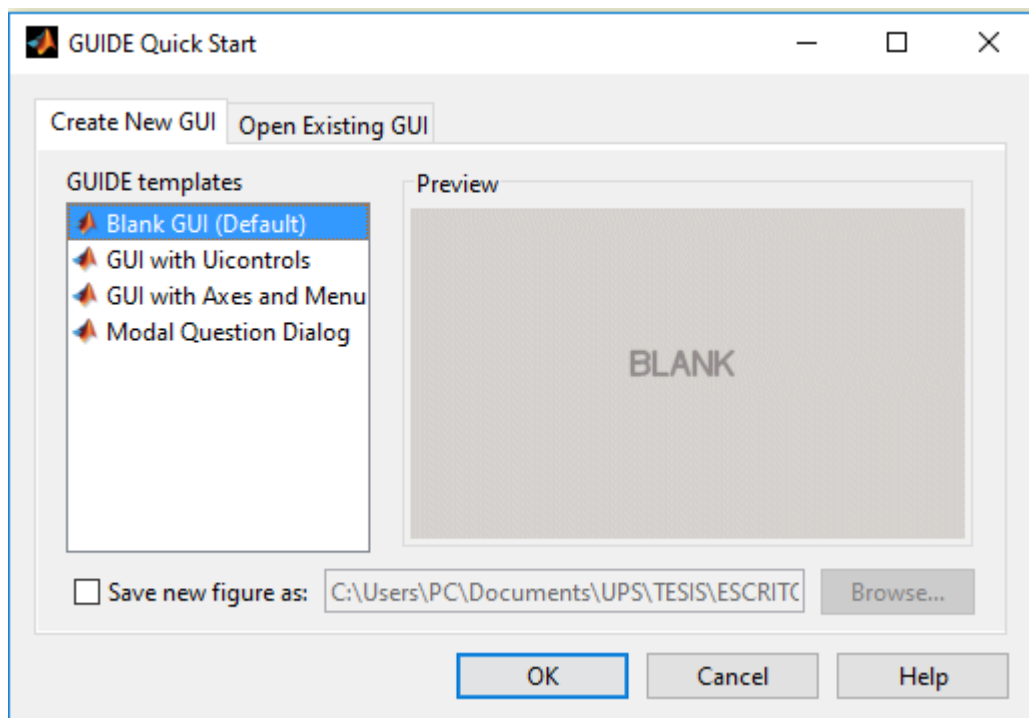


Figura 43: Ventana para la creación del GUIDE (GUIDE Quick Start).

Fuente: Los Autores

A continuación, aparece una ventana y en la parte izquierda, se dispone la paleta de controles. Nuestro proyecto está estructurado mediante un **ListBbox**, dos **Pushbottom** (Escoger Paciente y Analizar), tres **Axes** (Matriz por niveles, por sensores y Región con Mayor Presión) y algunos **Static Text** los cuales nos servirán para mostrar nuestros resultados de presión y el valor máximo de masa en Kg. La figura 44 muestra nuestro panel frontal del GUIDE.

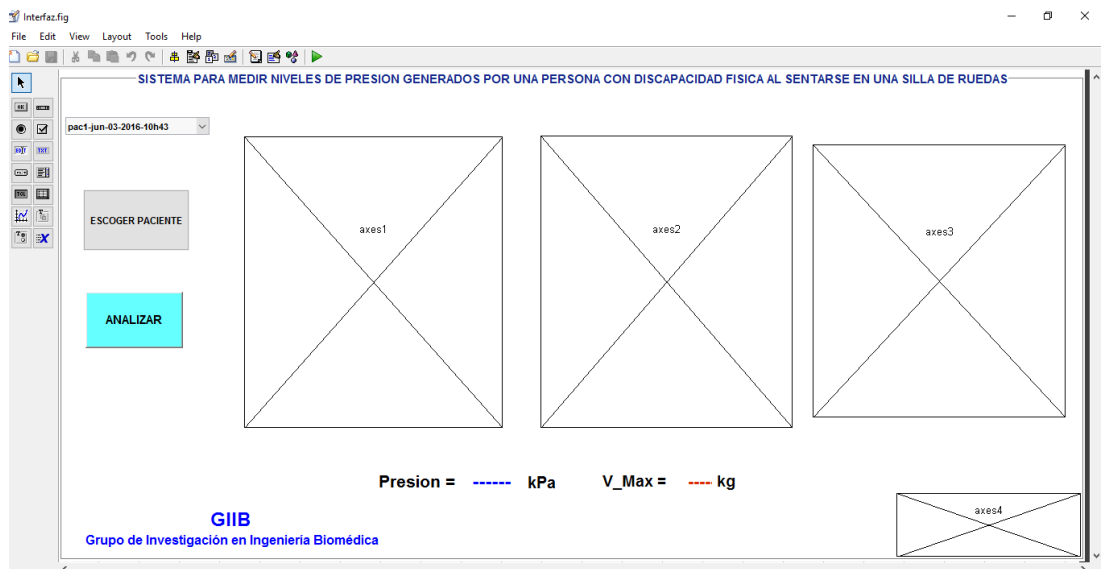


Figura 44: Panel frontal del GUIDE.

Fuente: Los Autores

Una vez creado nuestro panel frontal se procede a generar el archivo **.m** (Interfaz.m), el cual nos servirá para realizar la respectiva programación.

El botón Escoger Paciente nos ayuda a cargar nuestra base de datos para su posterior análisis generada por nuestra app; cabe recalcar q dicha base de datos está dividida en carpetas de acuerdo al número de pacientes, es por ello que en el ListBbox se podrá escoger el dato que se desea analizar, figura 45.

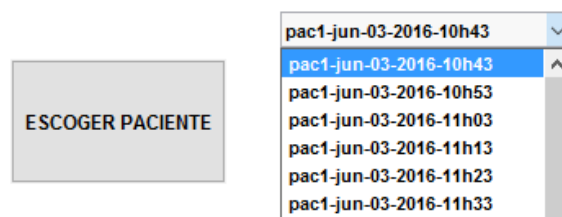


Figura 45: Pushbottom para escoger el paciente y ListBbox para escoger el dato que se desea analizar.

Fuente: Los Autores

El botón Analizar nos genera las gráficas tanto de la matriz por niveles como la matriz por sensores y la región donde se genera la mayor presión; así también se muestra el valor máximo de masa en Kg aplicada por sensor y el cálculo de la presión en KPa solo del área donde se genera la mayor presión, figura 46.

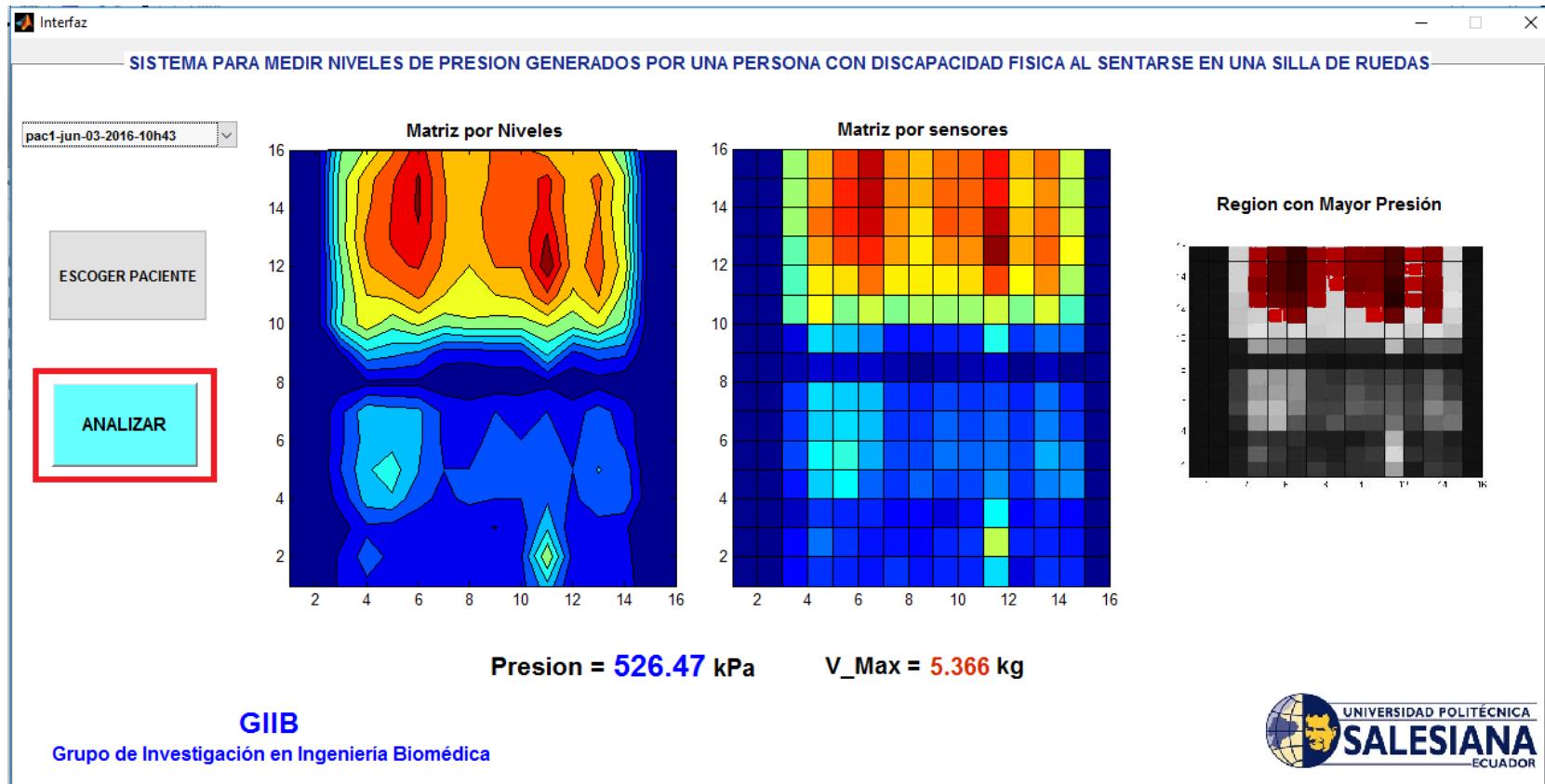


Figura 46: Ventana principal de la interfaz en Matlab para el análisis de datos.

Fuente: Los Autores

CAPÍTULO 3. RESULTADOS Y ANÁLISIS DE DATOS

En el presente capítulo presentamos y analizamos los datos recogidos durante las pruebas realizadas con personas con discapacidad física que utilizan una silla de ruedas, para conocer los niveles de presión durante sus actividades cotidianas; de esta forma establecer un rango de presión en puntos críticos, los cuales pueden afectar o provocar el desarrollo de úlceras por presión.

Además, se presenta una notificación o alerta que indica al paciente o enfermera (persona quien cuida al paciente), que se mueva o que tienen que mover al paciente; ya que, al no moverse después de un prolongado tiempo, este presenta niveles de presión elevados en ciertos puntos críticos al sentarse sobre la silla de ruedas.

Las pruebas se realizaron en el Instituto de Parálisis Cerebral del Azuay (IPCA) con cinco pacientes durante cuatro horas con cada uno de ellos, al desarrollar actividades habituales (tabla 18). Además, se realizaron pruebas en el GIIB, con estudiantes miembros del grupo.

Tabla 18: Datos de pacientes.

<i>Paciente</i>	<i>Edad (años)</i>	<i>Peso (Kg)</i>	<i>Enfermedad</i>
<i>Paciente 1</i>	10	32	Parálisis cerebral.
<i>Paciente 2</i>	15	57	Parálisis cerebral.
<i>Paciente 3</i>	12	38	Parálisis cerebral.
<i>Paciente 4</i>	20	65	Parálisis cerebral.
<i>Paciente 5</i>	24	34	Parálisis cerebral.

3.1 Resultados obtenidos en el Instituto de Parálisis Cerebral del Azuay (IPCA).

El IPCA es una institución que busca la superación de niños, niñas y jóvenes con capacidades diferentes a las nuestras, este instituto se enfoca en la recuperación de pacientes con parálisis cerebral. Si bien sabemos, nuestro proyecto de investigación está enfocado en pacientes con discapacidad física que utilizan sillas de ruedas; el IPCA es una institución que cuenta con varios pacientes que utilizan sillas de ruedas. Estos pacientes padecen de parálisis cerebral, lo que implica que este tipo de discapacidad provoque una discapacidad física motriz, causante de que los pacientes utilicen sillas de ruedas durante sus actividades diarias, corriendo el riesgo de que cargas excesivas de presión afecten o sean las causantes de la aparición de úlceras por presión.

Dentro del IPCA, las pruebas fueron desarrolladas diariamente desde el día lunes 6 de junio del 2016, a partir de las 08:00 AM hasta las 12:00 PM, mientras el paciente desarrollaba sus actividades diarias, logrando realizar un total de cuatro horas por cada paciente. Para cada uno de los pacientes se generó una base de datos, así como también se obtuvieron gráficas en donde alcanzaron su máximo nivel de presión, esto a través de la interfaz HMI (Aplicación móvil Android).

Posteriormente a través de la interfaz desarrollada en Matlab se analizaron y procesaron todos los datos obtenidos anteriormente. Logrando obtener gráficas y datos como:

1. Organización de la matriz sensorial.
2. Mapas de presión (Matriz por niveles), estas indican a través de la variación de colores, el nivel de masa aplicado en cada sensor de la matriz.
3. Desarrollo de un procesamiento digital de señales (DSP) para determinar el área con mayor presión.

Luego de determinar el valor máximo de masa aplicado a un área, esto a través del DSP, procedemos a calcular el valor de presión máxima que el paciente ejerce al sentarse en la silla de ruedas.

$$P = \frac{F}{A} \quad (8)$$

Donde, P es la presión en kilo pascuales (KPa), F es la fuerza en Newtons (N) y A es el área en metros cuadrados (m^2). La fuerza F viene determinado por la siguiente ecuación:

$$F = m \cdot a \approx m \cdot g \quad (9)$$

Donde, F es la fuerza en Newtons (N), m es la masa en (Kg), $a \approx g$ es la aceleración \approx aceleración de la gravedad en metros sobre segundo al cuadrado (m/s^2).

El área del rectángulo A viene determinada por la siguiente ecuación:

$$A = b \cdot h \quad (10)$$

Donde, A es el área del sensor en metros cuadrados (m^2), b es la base del sensor en metros (m) y h es la altura del sensor en metros (m).

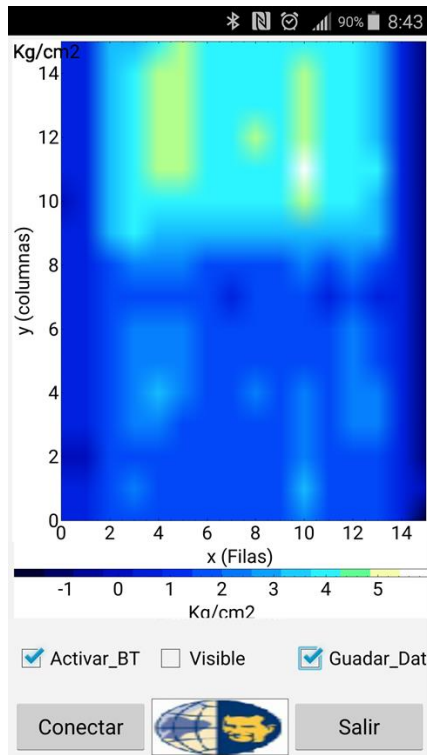
El área de la circunferencia A viene determinada por la siguiente ecuación:

$$A = \pi r^2 \quad (11)$$

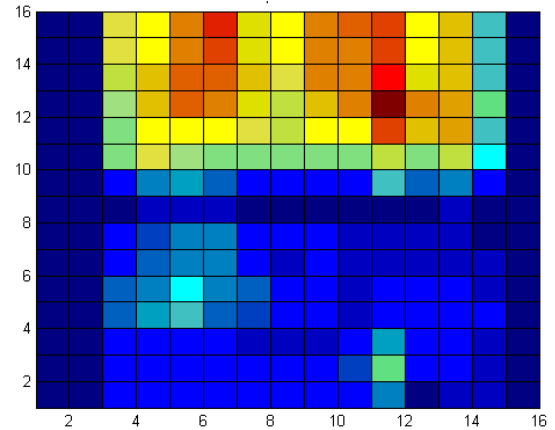
Donde, A es el área del sensor en metros cuadrados (m^2), r es el radio de la circunferencia en metros (m).

3.1.1 Gráficas y datos obtenidos con el sensor patrón

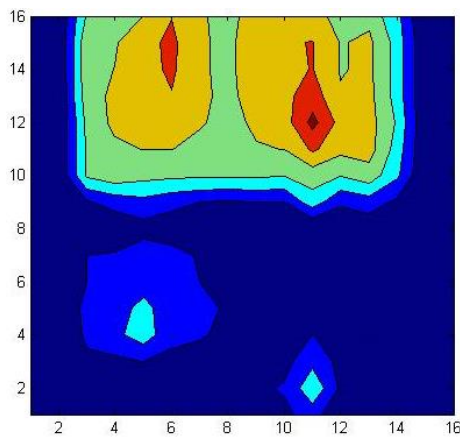
- Paciente 1



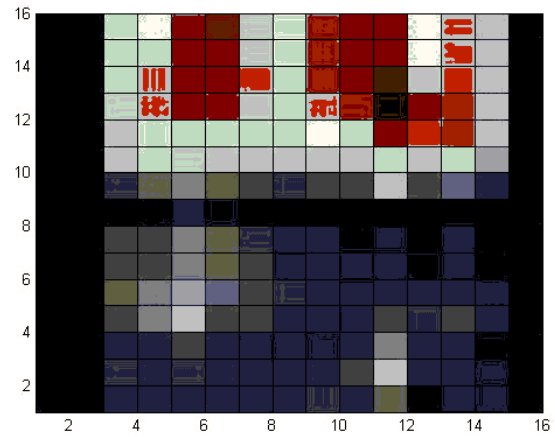
(a)



(b)



(c)



(d)

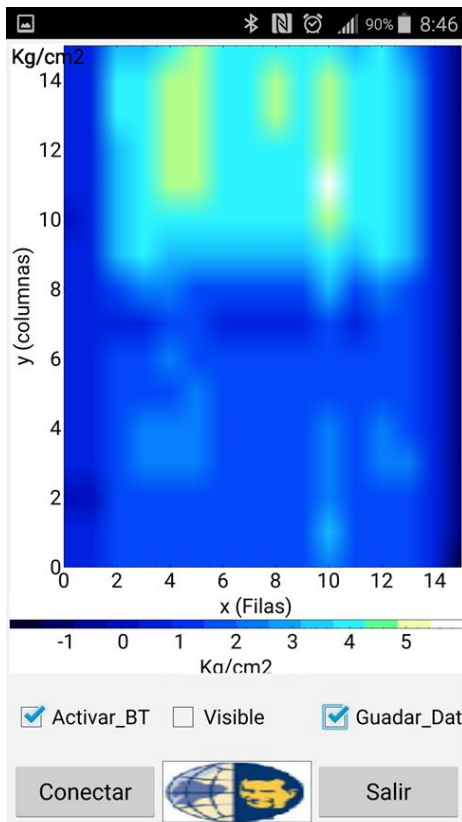
Figura 47: Paciente 1-Matriz patrón (a) Gráfica de la interfaz HMI. (b) Reestructuración de la matriz sensorial. (c) Mapas de presión de la matriz de sensores. (d) Área con mayor presión.

Fuente: Los Autores

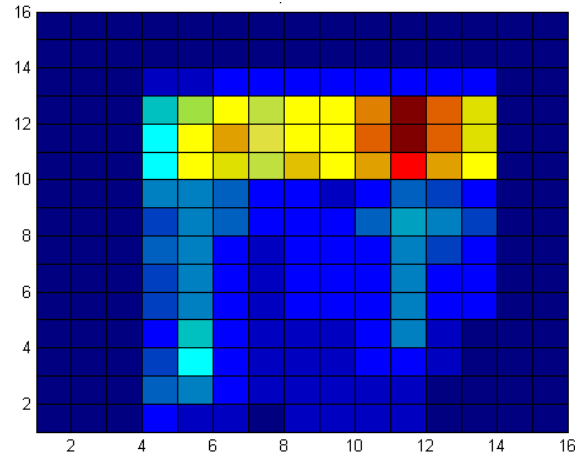
Valor máximo de masa aplicado en un área determinada. $V_{max} = 6.301Kg$

Posteriormente se calcula la presión máxima que el paciente ejerce al sentarse en la silla de ruedas. $P = 618.20KPa$

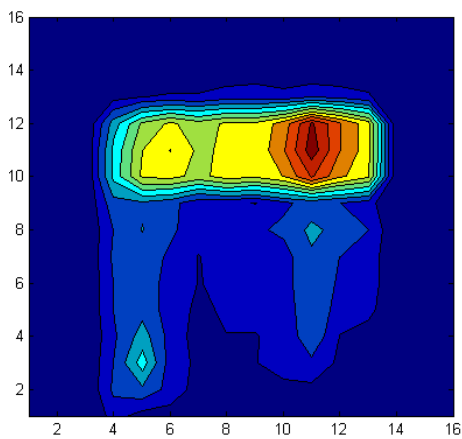
- **Paciente 2**



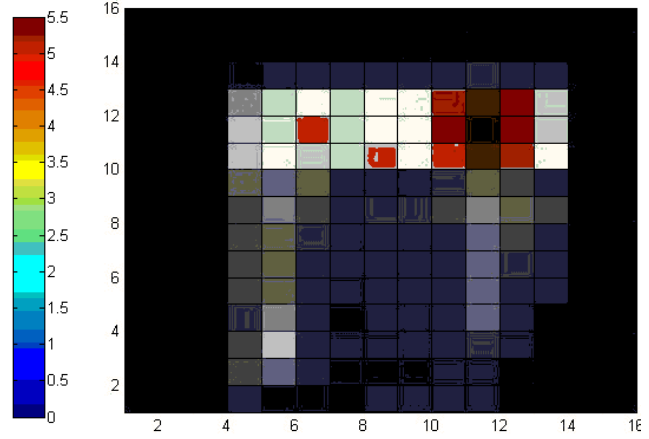
(a)



(b)



(c)



(d)

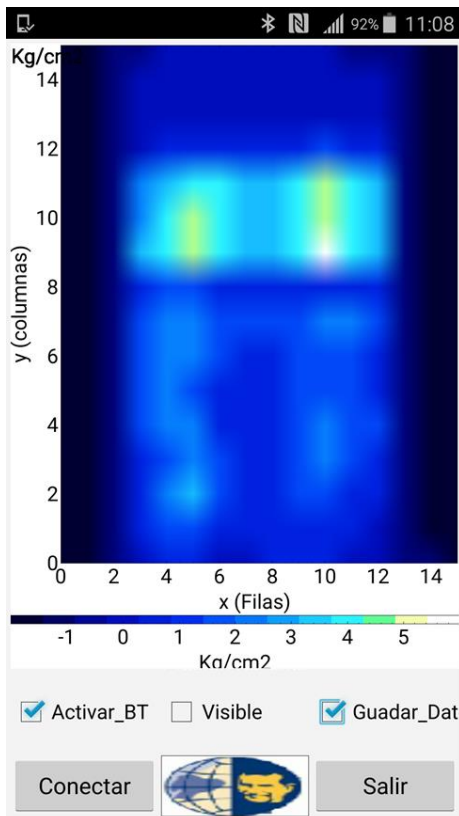
Figura 48: Paciente 2-Matriz patrón (a) Gráfica de la interfaz HMI. (b) Reestructuración de la matriz sensorial. (c) Mapas de presión de la matriz de sensores. (d) Área con mayor presión.

Fuente: Los Autores

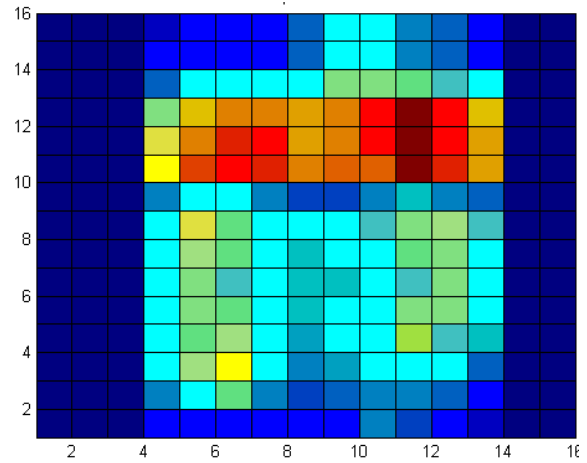
Valor máximo de masa aplicado en un área determinada. $V_{max} = 5.782Kg$

Posteriormente se calcula la presión máxima que el paciente ejerce al sentarse en la silla de ruedas. $P = 567.24KPa$

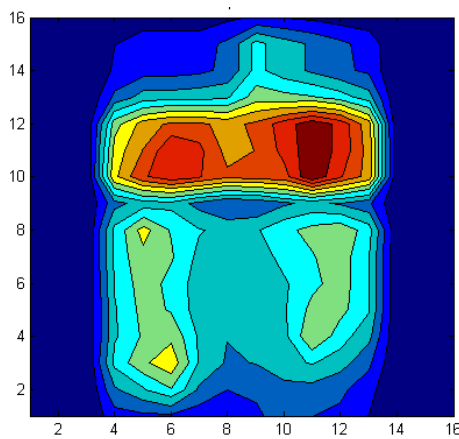
- **Paciente 3**



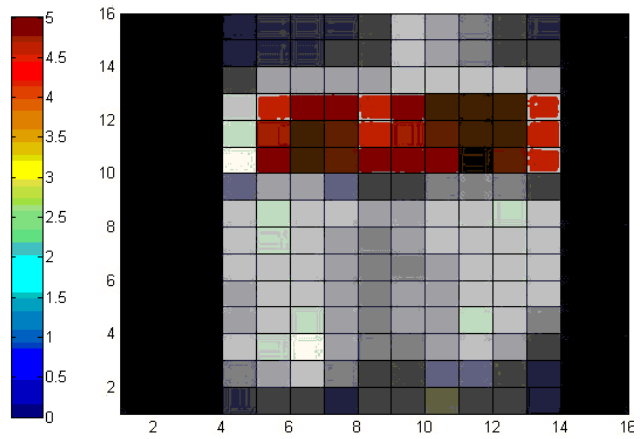
(a)



(b)



(c)



(d)

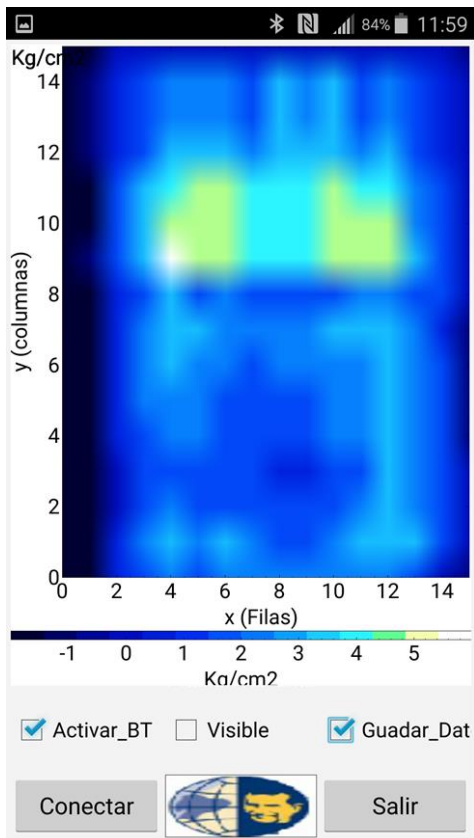
Figura 49: *Paciente 3-Matriz patrón (a) Gráfica de la interfaz HMI. (b) Reestructuración de la matriz sensorial. (c) Mapas de presión de la matriz de sensores. (d) Área con mayor presión.*

Fuente: *Los Autores*

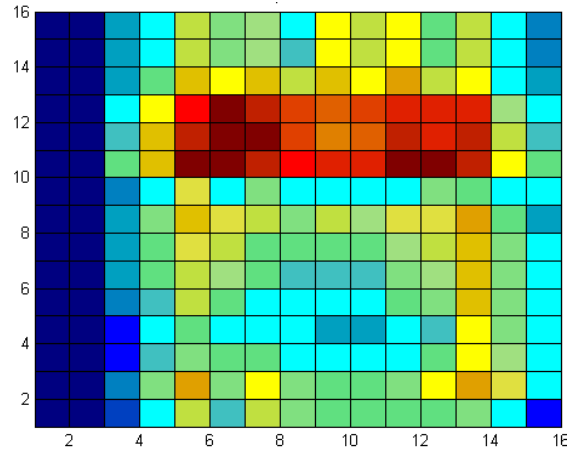
Valor máximo de masa aplicado en un área determinada. $V_{max} = 5.470Kg$

Posteriormente se calcula la presión máxima que el paciente ejerce al sentarse en la silla de ruedas. $P = 536.67 KPa$

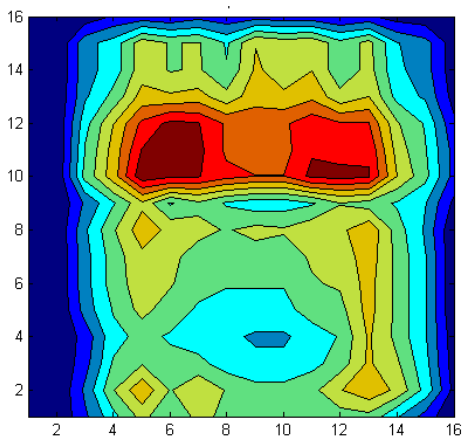
- **Paciente 4**



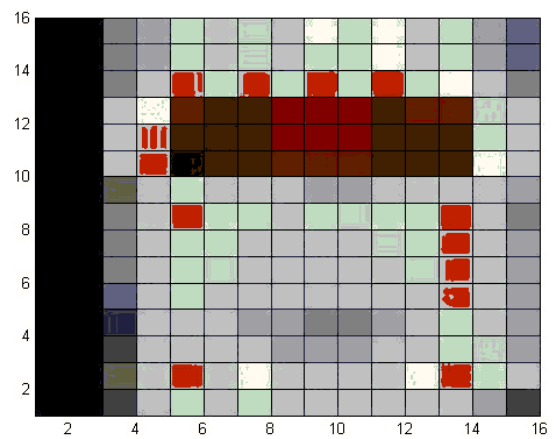
(a)



(b)



(c)



(d)

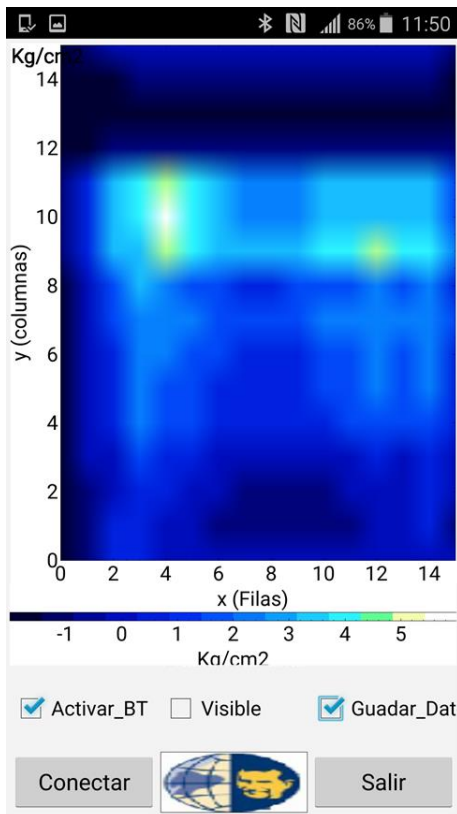
Figura 50: Paciente 4-Matriz patrón (a) Gráfica de la interfaz HMI. (b) Reestructuración de la matriz sensorial. (c) Mapas de presión de la matriz de sensores. (d) Área con mayor presión.

Fuente: Los Autores

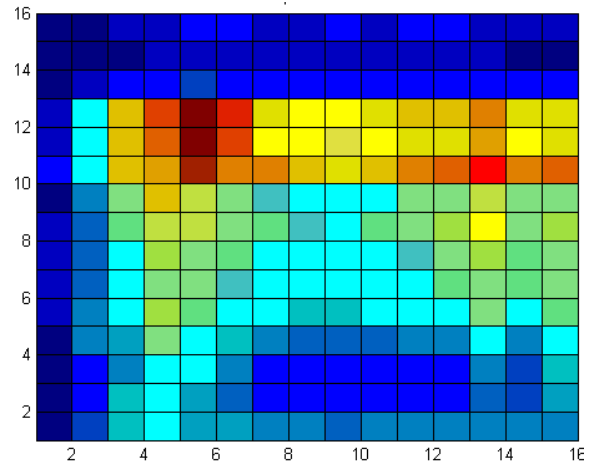
Valor máximo de masa aplicado en un área determinada. $V_{max} = 4.847Kg$

Posteriormente se calcula la presión máxima que el paciente ejerce al sentarse en la silla de ruedas. $P = 475.51KPa$

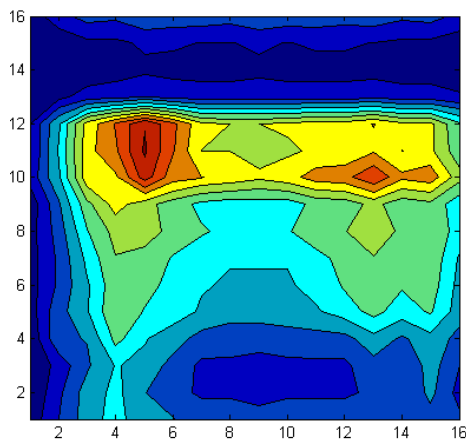
- **Paciente 5**



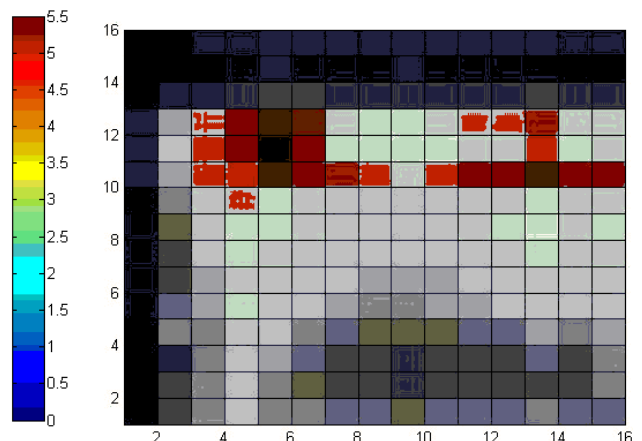
(a)



(b)



(c)



(d)

Figura 51: *Paciente 5-Matriz patrón (a) Gráfica de la interfaz HMI. (b) Reestructuración de la matriz sensorial. (c) Mapas de presión de la matriz de sensores. (d) Área con mayor presión.*

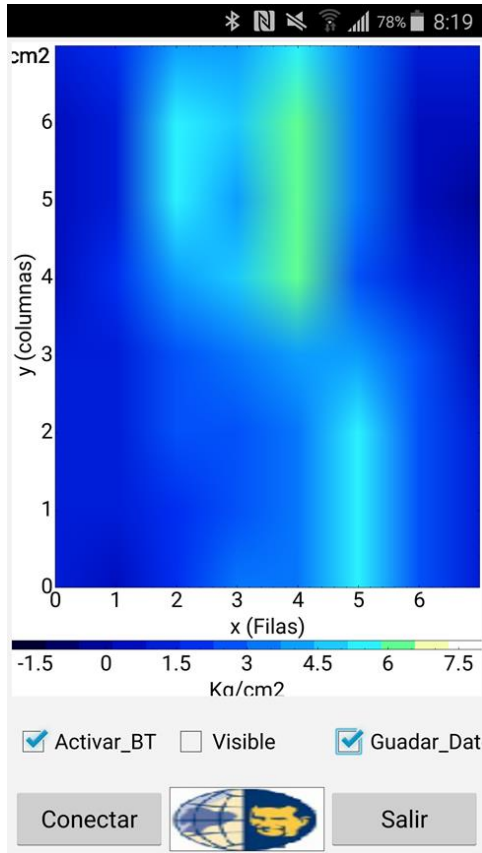
Fuente: *Los Autores*

Valor máximo de masa aplicado en un área determinada. $V_{max} = 5.574Kg$

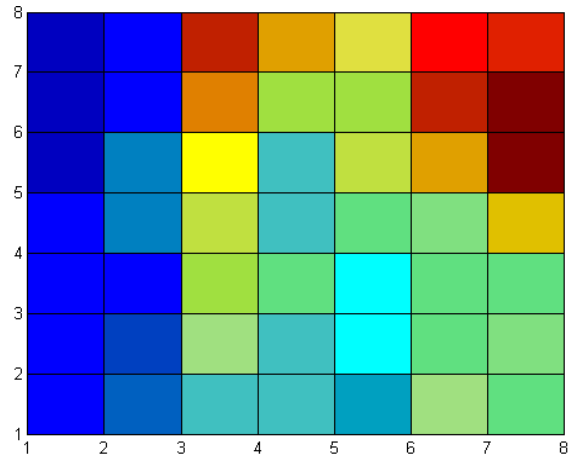
Posteriormente se calcula la presión máxima que el paciente ejerce al sentarse en la silla de ruedas. $P = 546.86KPa$

3.1.2 Gráficas y datos obtenidos con el sensor construido 8x8.

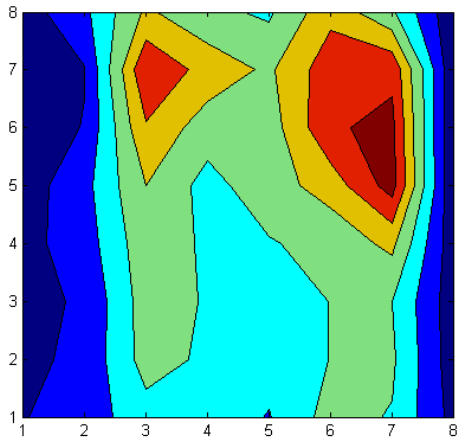
- Paciente 1



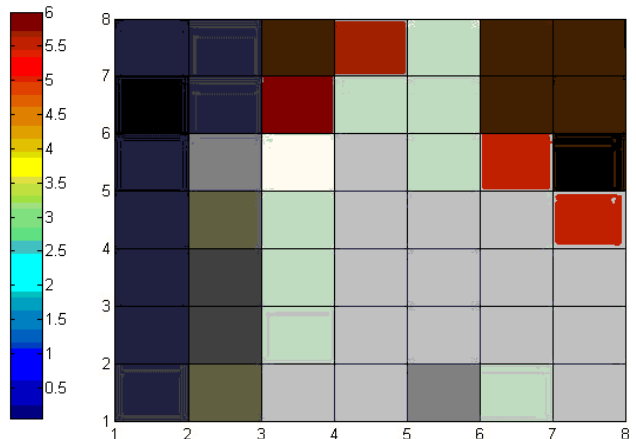
(a)



(b)



(c)



(d)

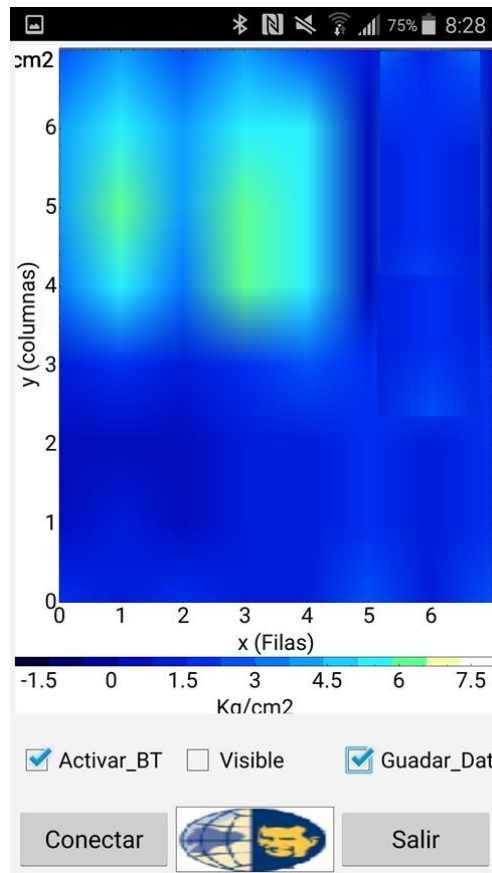
Figura 52: Paciente 1-Matriz construida 8x8 (a) Gráfica de la interfaz HMI. (b) Reestructuración de la matriz sensorial. (c) Mapas de presión de la matriz de sensores. (d) Área con mayor presión.

Fuente: Los Autores

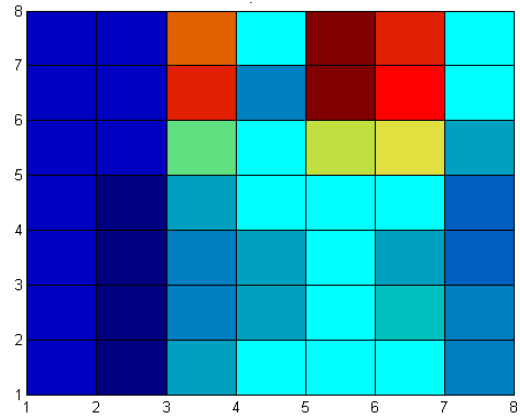
Valor máximo de masa aplicado en un área determinada. $V_{max} = 6.419Kg$

Posteriormente calculamos la presión máxima que el paciente ejerce al sentarse en la silla de ruedas. $P = 419.95KPa$

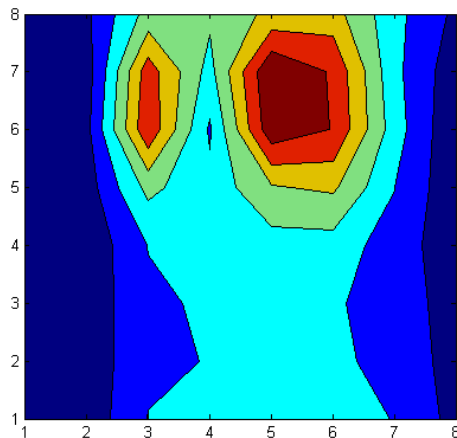
- **Paciente 2**



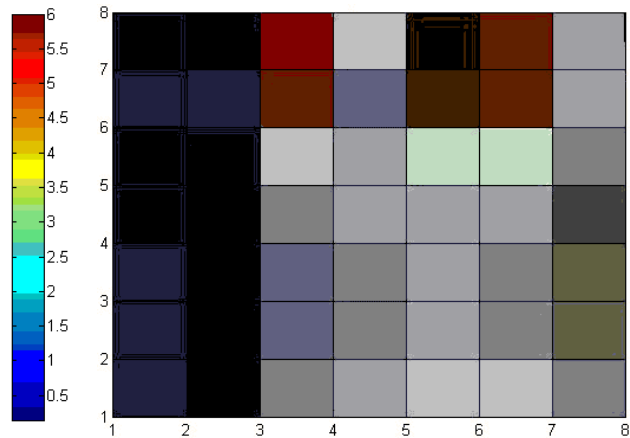
(a)



(b)



(c)



(d)

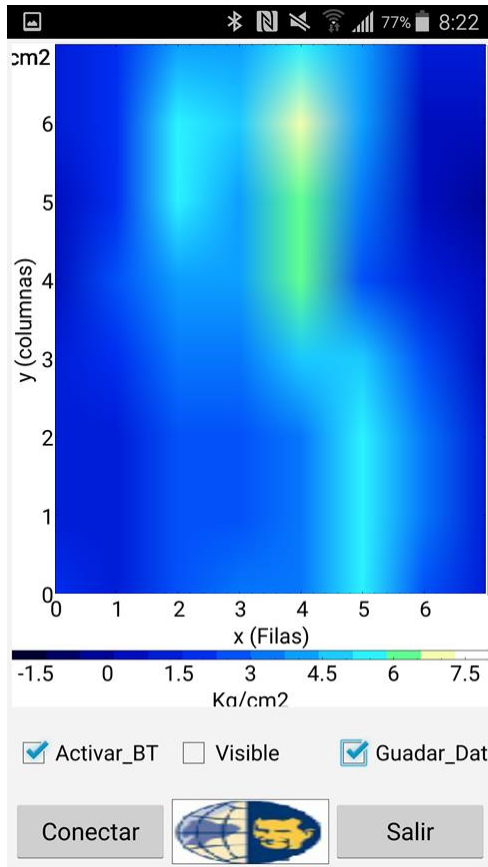
Figura 53: Paciente 2-Matriz construida 8x8 (a) Gráfica de la interfaz HMI. (b) Reestructuración de la matriz sensorial. (c) Mapas de presión de la matriz de sensores (escala en Kg). (d) Área con mayor presión.

Fuente: Los Autores

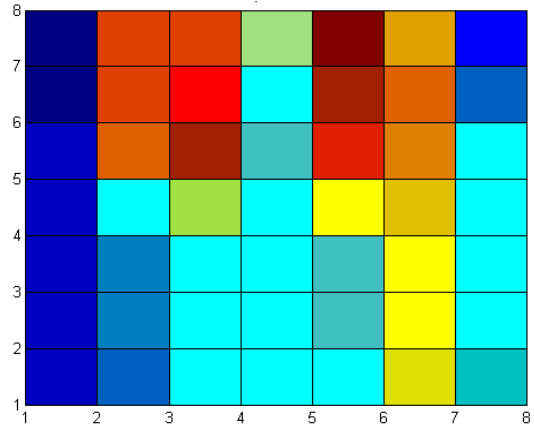
Valor máximo de masa aplicado en un área determinada. $V_{max} = 6.957Kg$

Posteriormente se calcula la presión máxima que el paciente ejerce al sentarse en la silla de ruedas. $P = 455.02KPa$

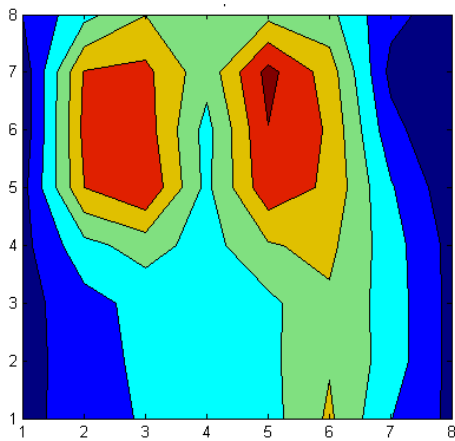
- **Paciente 3**



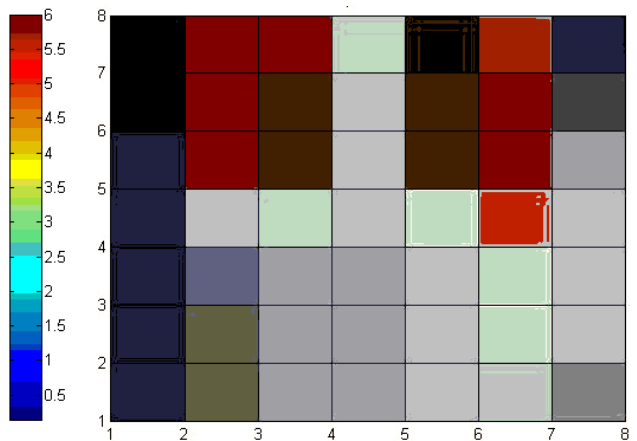
(a)



(b)



(c)



(d)

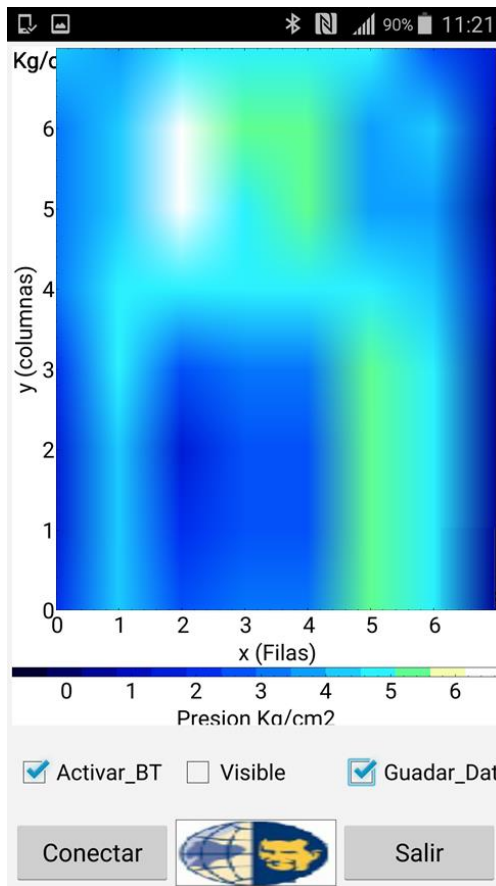
Figura 54: Paciente 3-Matriz construida 8x8 (a) Gráfica de la interfaz HMI. (b) Reestructuración de la matriz sensorial. (c) Mapas de presión de la matriz de sensores. (d) Área con mayor presión.

Fuente: Los Autores

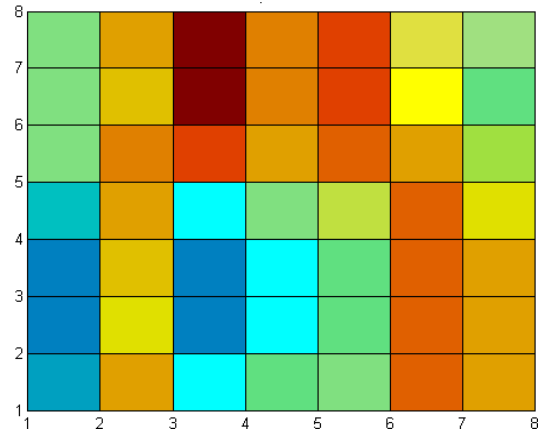
Valor máximo de masa aplicado en un área determinada. $V_{max} = 6.331Kg$

Posteriormente calculamos la presión máxima que el paciente ejerce al sentarse en la silla de ruedas. $P = 413.99KPa$

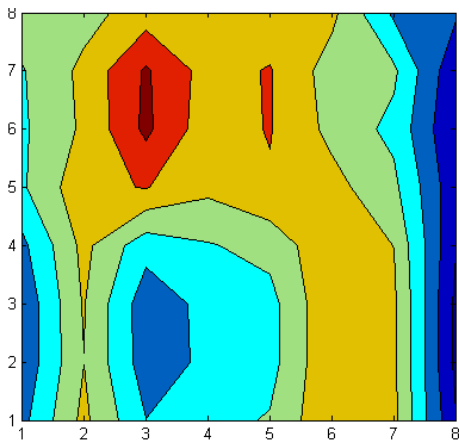
- **Paciente 4**



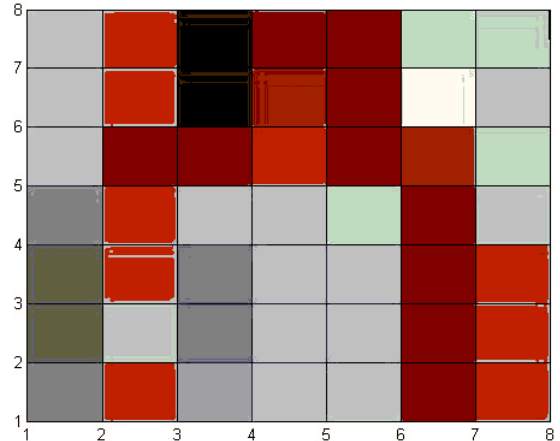
(a)



(b)



(c)



(d)

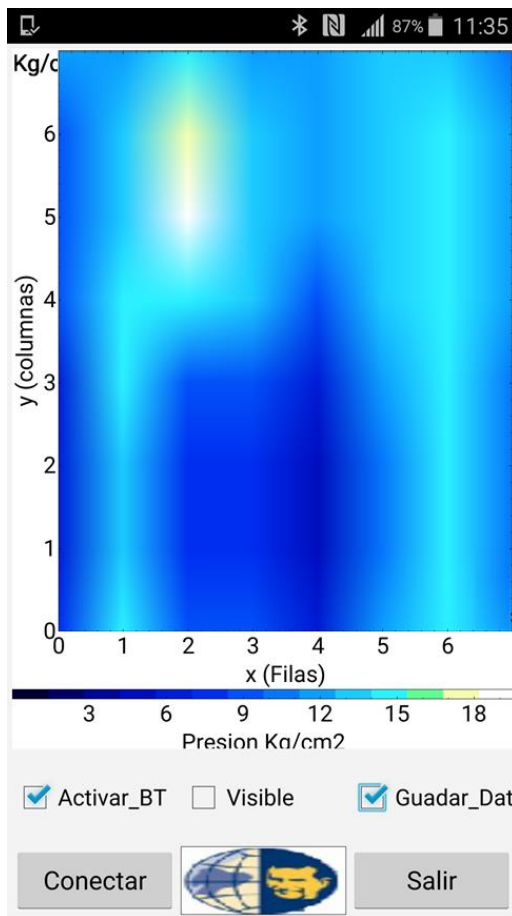
Figura 55: Paciente 4-Matriz construida 8x8 (a) Gráfica de la interfaz HMI. (b) Reestructuración de la matriz sensorial. (c) Mapas de presión de la matriz de sensores. (d) Área con mayor presión.

Fuente: Los Autores

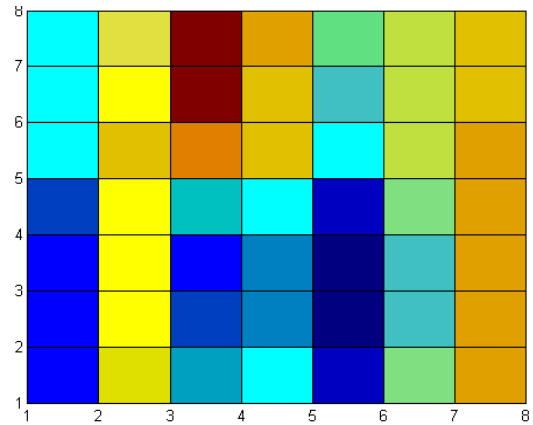
Valor máximo de masa aplicado en un área determinada. $V_{max} = 7.220Kg$

Posteriormente se calcula la presión máxima que el paciente ejerce al sentarse en la silla de ruedas $P = 506.37KPa$

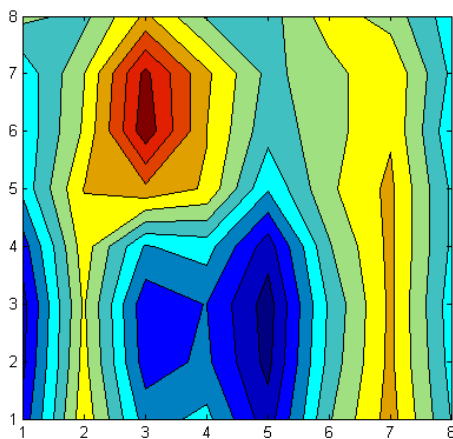
- **Paciente 5**



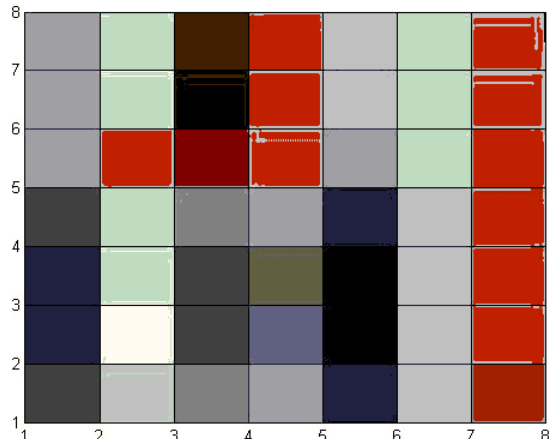
(a)



(b)



(c)



(d)

Figura 56: Paciente 5-Matriz construida 8x8 (a) Gráfica de la interfaz HMI. (b) Reestructuración de la matriz sensorial. (c) Mapas de presión de la matriz de sensores. (d) Área con mayor presión.

Fuente: Los Autores

Valor máximo de masa aplicado en un área determinada. $V_{max} = 7.316Kg$

Posteriormente se calcula la presión máxima que el paciente ejerce al sentarse en la silla de ruedas $P = 512.65KPa$

3.1.3 Notificación o alerta de prevención

La alerta indica al paciente o enfermera (persona quien cuida al paciente), que el paciente debe ser cambiado de posición; ya que presentan niveles de presión elevados en ciertos puntos críticos que pueden provocar el desarrollo de UPP, al sentarse sobre la silla de ruedas, figura 57.

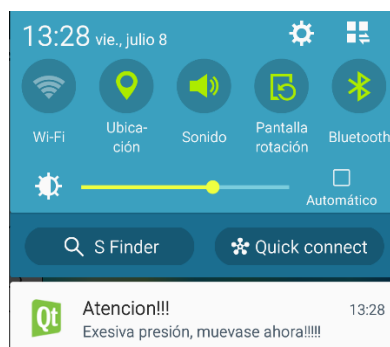


Figura 57: Notificación o alerta de prevención

Fuente: Los Autores

3.2 Análisis de resultados.

3.2.1 Máxima presión registrada durante las pruebas.

A continuación, se presenta el análisis de las curvas con datos de máxima presión de cada paciente; estos datos fueron adquiridos tanto con la matriz patrón, como con la matriz construida durante las cuatro horas de pruebas.

En la tabla 19 observamos los datos obtenidos desde la matriz patrón, durante las pruebas realizadas a cinco pacientes, en una hora (09h00 a 10h00 am), generando los siguientes valores de máxima masa por sensor:

Tabla 19: Datos obtenidos de máxima presión con la matriz patrón.

	<i>Paciente 1</i>	<i>Paciente 2</i>	<i>Paciente 3</i>	<i>Paciente 4</i>	<i>Paciente 5</i>
<i>Max. Masa (Kg)</i>	6.31	5.57	5.47	5.78	4.84
<i>Max. Presión (KPa)</i>	618.20	546.86	536.67	567.24	475.51

Con ello, obtenemos el promedio de máxima masa aplicada

$$\bar{X} = \frac{\Sigma Max Masa}{n} \quad (12)$$

Dónde, \bar{X} es el valor promedio de la máxima masa aplicada, $\Sigma Max Masa$ es la sumatoria de los valores máximos de masa alcanzados en cada paciente durante las pruebas realizadas y n es el número de pacientes con quienes se desarrollaron las pruebas.

Por lo tanto:

$$\bar{X} = \frac{(6.31 + 5.78 + 5.47 + 4.84 + 5.57)}{5}$$

$$\bar{X} = \frac{27.97}{5}$$

$$\bar{X} = 5.594 \text{ kg}$$

Además, la presión máxima promedio que se obtiene es:

$$P = \frac{F}{A}$$

$$F = m \cdot a \approx m \cdot g$$

$$F = (5.594 \text{ kg})(9.81 \text{ m/s}^2)$$

$$F = 54.877 \text{ N}$$

$$A = 0.1 \text{ m}^2$$

$$P = \frac{F}{A}$$

$$P = \frac{54.77 \text{ N}}{0.1 \text{ m}^2}$$

$$P = 548.77 \text{ N/m}^2 \approx 548.77 \text{ kPa}$$

En la tabla 20 se resumen los valores máximos de masa aplicada por sensor, conjuntamente con los respectivos valores de máxima presión generados en un área determinada de dicha matriz, sobre los cinco pacientes utilizando la matriz construida:

Tabla 20: Datos obtenidos de máxima presión con la matriz construida.

	<i>Paciente 1</i>	<i>Paciente 2</i>	<i>Paciente 3</i>	<i>Paciente 4</i>	<i>Paciente 5</i>
<i>Max. Masa (Kg)</i>	7.31	6.95	6.41	7.22	6.33
<i>Max. Presión (KPa)</i>	512.65	487.53	449.84	506.37	443.56

Por lo tanto, obtenemos que el valor promedio de masa aplicada por sensor es: 6.84 Kg; generando una presión promedio de: 479.56 KPa.

En la siguiente figura se observa la variación de presión que ejerce cada paciente durante las pruebas, alcanzando su valor máximo en diferentes tiempos esto dependiendo de diversos factores como son: contextura física, peso, postura, actividad que desarrolla, entre otros; figura 58 matriz patrón, figura 59 matriz construida 8x8.

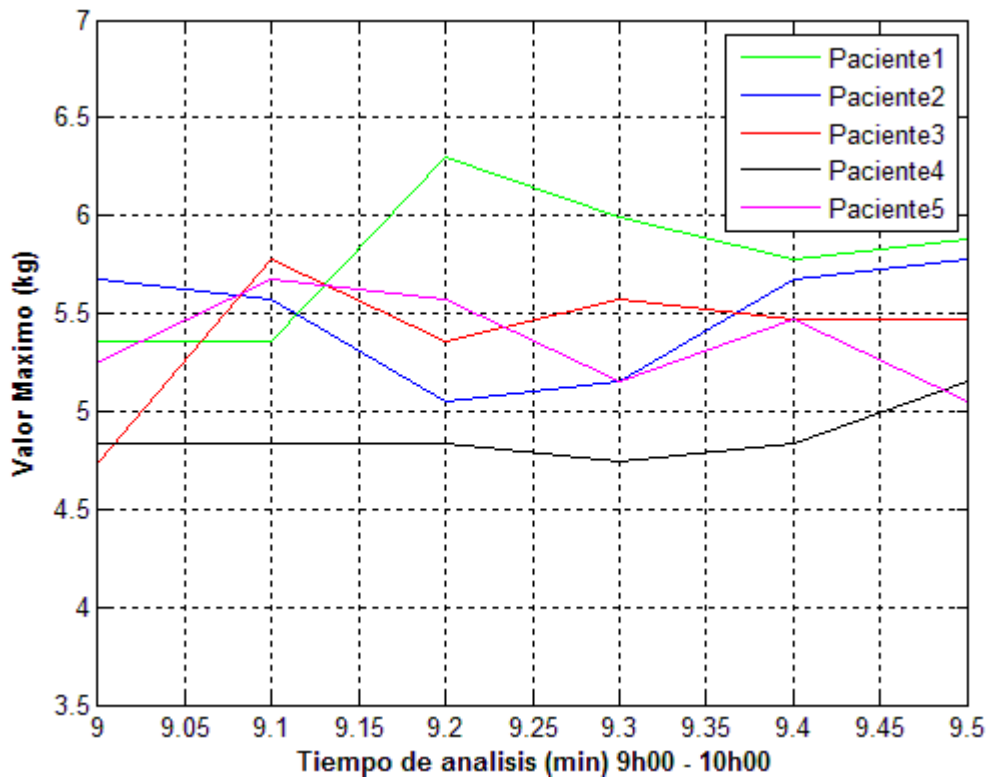


Figura 58: Variación de presión que ejerce cada paciente durante un tiempo determinado, matriz patrón.

Fuente: Los Autores

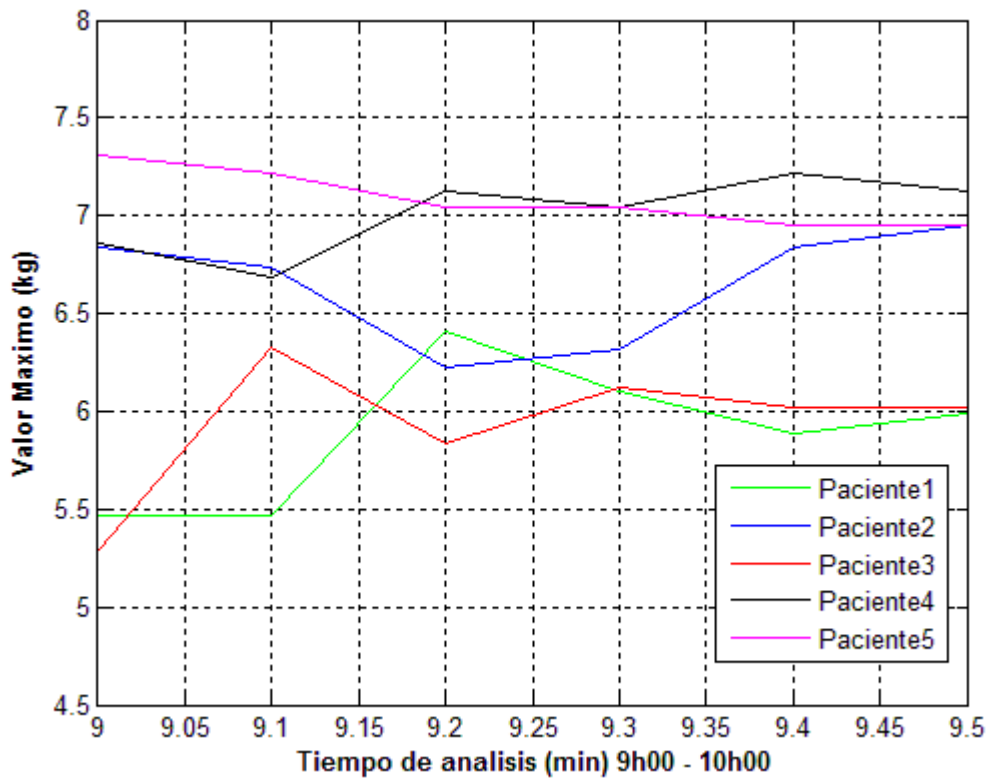


Figura 59: Variación de presión que ejerce cada paciente durante un tiempo determinado, matriz construida.

Fuente: Los Autores

3.2.2 Cuadro estadístico de los niveles de presión

Para determinar la desviación estándar de los valores máximos de masa (Kg) que se ejerce sobre cada sensor cuando tenemos la máxima presión, evaluamos la frecuencia absoluta de cada valor máximo; así obtenemos el comportamiento y la variabilidad de nuestro sistema. Utilizando la matriz patrón, obtenemos el valor promedio de 5.59 ± 0.59 Kg., mientras que utilizando la matriz construida obtenemos un valor promedio de 6.84 ± 0.6 Kg. En la figura 60 se evidencian la respuesta en frecuencia absoluta y la distribución normal.

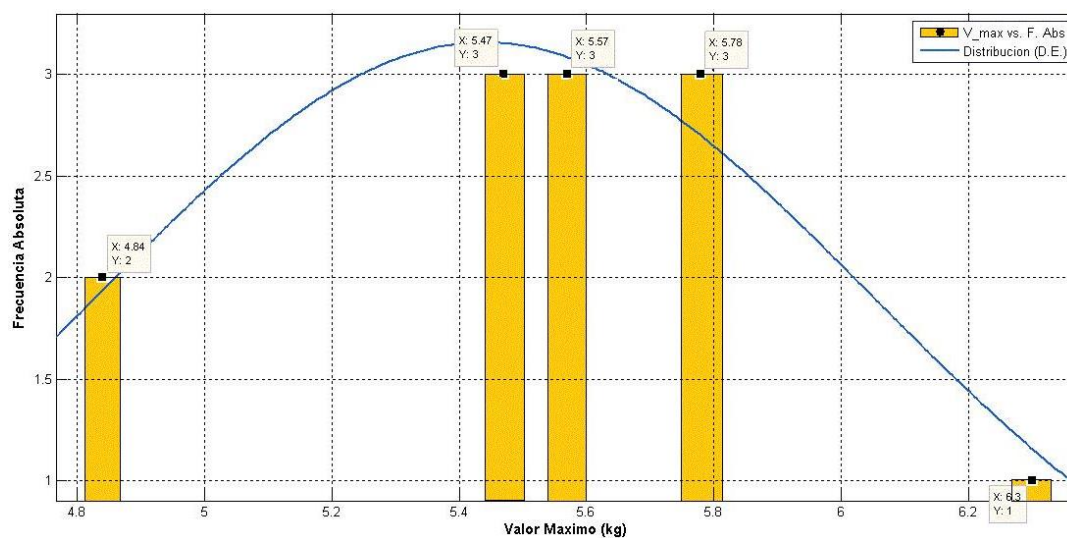


Figura 60: Respuesta en frecuencia y distribución normal de los valores máximos de presión.

Fuente: Los Autores

Para analizar los resultados obtenidos comenzamos comparando los valores obtenidos de la matriz patrón (16x16) con respecto a la matriz construida (8x8), durante el periodo de una hora para cada paciente. En primer lugar observamos los datos de presión del paciente 1 en las dos matrices, obtuvimos 6.30 kg que nos genera 618.20 KPa y 7.31kg que nos da 512.65 KPa respectivamente como los valores máximos de masa y de presión ejercida sobre la región o el área donde se generan los valores máximos; cabe recalcar que dentro de nuestra aplicación tenemos un valor umbral para el cálculo de dichos valores en cada matriz, en el caso de la matriz de 256 sensores es de 3.5 Kg y en la matriz de 64 sensores es de 5.5 Kg.

En el caso del paciente 2, los datos obtenidos en las dos matrices son: 5.57 Kg que nos genera 546.83 KPa y 6.95 Kg que nos da 487.53; para el paciente 3 los datos son: 5.47 Kg que nos genera 536.67 KPa y 6.41 Kg que nos da 449.84 KPa; para el paciente 4 los datos obtenidos son: 5.78 Kg que nos genera 567.24 KPa y 7.22 Kg que nos da 506.37 KPa y por ultimo para el paciente 5 los datos son: 4.84 Kg que nos genera

475.51 KPa y 6.33 Kg que nos da 443.56 KPa respectivamente como los valores máximos de masa y de presión ejercida sobre la región o el área donde se generan los valores máximos, un resumen de estos resultados se observa en la tabla 21.

Tabla 21: Valores máximos obtenidos de cada paciente.

<i>PACIENTE</i>	<i>PESO</i>	<i>VALORES MAXIMOS OBTENIDOS (Matriz patrón)</i>		<i>VALORES MAXIMOS OBTENIDOS (Matriz construida)</i>	
	<i>(Kg)</i>	<i>(Kg)</i>	<i>(KPa)</i>	<i>(Kg)</i>	<i>(KPa)</i>
<i>Paciente 1</i>	32	6.30	618.20	7.31	512.65
<i>Paciente 2</i>	57	5.78	567.24	6.95	487.53
<i>Paciente 3</i>	38	5.47	536.67	6.41	449.84
<i>Paciente 4</i>	65	4.84	475.51	7.22	506.37
<i>Paciente 5</i>	34	5.57	546.86	6.33	443.56

El siguiente análisis corresponde al comportamiento de nuestro sistema de acuerdo a la contextura anatómica de cada paciente con relación a las pruebas realizadas de funcionamiento de cada matriz; en donde al ir aumentando el peso sobre un área determinada los valores analógicos (voltaje) y los digitales (0-256) van disminuyendo, (figura 61).

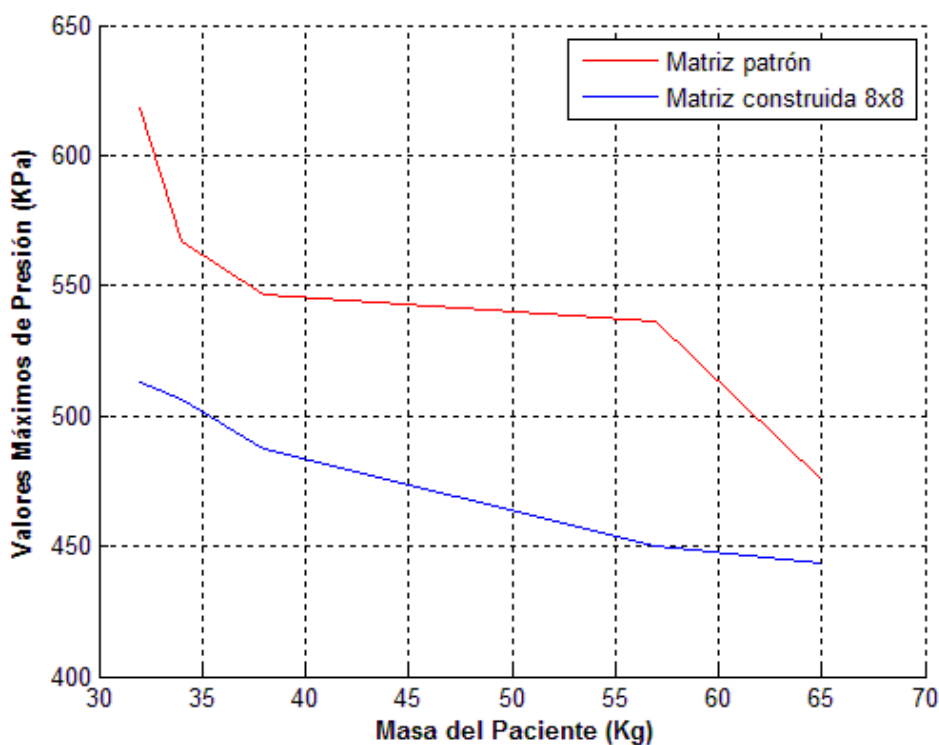


Figura 61: Valores de presión obtenidas respecto al peso de cada paciente.

Fuente: Los Autores

Como podemos observar nuestro sistema tiene un comportamiento subamortiguado, ya que a medida que aumenta el peso del paciente los valores de presión disminuyen moderadamente; esto se debe principalmente al funcionamiento propio de las matrices, las cuales distribuyen el peso en una región de la matriz que comprende más de un sensor.

- **Presupuesto**

Descripción	Cantidad	V. Unitario	V. Total
Lámina de cobre (50x50cm)	1	\$32.50	\$32.50
Pressure sensor tex	1	\$304.32	\$304.32
Batería 7.4V 1500mAh	1	\$19	\$19
Módulo Bluetooth HC-05	1	\$11	\$11
Microcontrolador Pic 16f877a	1	\$8	\$8
Componentes para PCB	1	\$25	\$25
Diseño y fabricación PCB	16 horas	\$5	\$80
Carcasa	1	\$30	\$30
Programación App (HMI)	240horas	\$5	\$1200
Programación interfaz en Matlab	32horas	\$5	\$160
		Total	\$1869.82

CAPÍTULO 4. CONCLUSIONES.

Según el análisis de datos estadísticos realizado en el capítulo 1, se puede notar la importancia de atender el problema de las UPP, sobre todo en personas con discapacidad física, ya que en nuestro medio no existen dispositivos embebidos que identifiquen y cuantifiquen niveles excesivos de presión, por ello, nuestro sistema ayuda notablemente a prevenir los procesos quirúrgicos para el tratamiento de este tipo de úlceras, además esto significa un ahorro considerable de dinero para el paciente.

Dispositivos y sistemas desarrollados en el extranjero han aportado a la prevención de UPP en pacientes que utilizan una silla de ruedas; estos sistemas han propuesto diferentes alternativas en computador para determinar las presiones excesivas y no uniformes que pudieran afectar al paciente. Ahí la necesidad de contar con un sistema embebido en nuestro medio que permita monitorear los niveles de presión de manera inalámbrica a través de un dispositivo móvil, además de emitir una alerta cuando existe excesiva presión.

La matriz de sensores en un inicio fue desarrollada con láminas adhesivas de aluminio, estas nos brindan facilidad en el diseño y estructuración de la matriz, pero presentan dificultad al momento de interconectarse en filas y columnas; por lo tanto, optamos por desarrollar nuestra matriz con láminas de cobre, porque presentan mejor conductividad y los datos obtenidos desde los sensores son más eficientes, en donde luego de un trabajo manual logramos obtener una matriz de sensores capacitivos para medir la presión.

Al trabajar con una conexión bluetooth para la transmisión y adquisición de datos entre el sistema embebido y nuestro dispositivo móvil, el cual lleva instalado la interfaz HMI con la aplicación en Android, permite el control de las presiones generadas por el paciente al utilizar una silla de ruedas durante el desarrollo de cualquier actividad diaria. Nuestro sistema se visualiza como una herramienta para el seguimiento, registro y control de presiones en pacientes que utilizan una silla de ruedas brindando información de vital importancia al especialista que trata al paciente, para la valoración y tratamiento de UPP.

Gracias a las pruebas preliminares de nuestro sistema, podemos anotar que, de acuerdo a la variabilidad obtenida, nuestro sistema es eficiente, obteniendo un valor promedio de 5.59 ± 0.59 Kg en el equipo patrón y un valor promedio de 6.84 ± 0.6 Kg en el sistema construido, generando una presión promedio de 548.37 KPa y 479.56 KPa respectivamente.

Este trabajo tiene como finalidad la prevención de úlceras por presión, por lo que se trabajó netamente con pacientes con discapacidad física que utilizan una silla de ruedas; pero se podría realizar pruebas con personas que la mayor parte de su tiempo pasan sentadas como, por ejemplo: choferes, secretarias, estudiantes, etc.; enfocadas a mejorar la postura y prevenir cualquier lesión a corto o mediano plazo.

Para las futuras propuestas de trabajo en esta línea de investigación se recomienda migrar los códigos de programación realizados en la plataforma Android, hacia las plataformas de dispositivos como: IOS, OSX y Windows Phone, para obtener una mayor accesibilidad en cuanto a los dispositivos móviles que pudiere variar con cada paciente.

BIBLIOGRAFIA

- [1] Letechipia J.; Arredondo A.; Fregoso G.; Jourdain D.; Alessi A.; “Design and development of a system to manually fabricate contoured seats for children with disabilities” IEEE Global Humanitarian Technology Conference, 2011.
- [2] Consejo Nacional de Igualdad de Discapacidades (CONADIS). 2015. Estadística personas con discapacidad: Registro nacional de discapacidades [sitio web]. [Consulta 12 octubre 2015]. Disponible en: <http://www.consejodiscapacidades.gob.ec/>
- [3]Mushahwar Vivian; Alberta Innovates Health Solutions; Smart-e-Pantalones; Edmonton, Canadá; [Sitio web]. [Consulta 12 octubre 2015]. Disponible en: <http://aparcamientodiscapacitados.blogspot.com/2015/01/smart-e-pantalones-una-nueva.html>
- [4] Katrien Vanderwee, Michael Clark, Carol Dealey, Lena Gunningberg, Tom Defloor “Pressure ulcer prevalence in Europe: a pilot study” Journal of Evaluation in Clinical Practice, 2007.
- [5] Solà, M. F., Panicot, J. E., Roset, J. A., Borè, E. Y. C., & Susi, M. M. Prevención de las úlceras de talón en un hospital de media estancia. Estudio comparativo de vendaje clásico almohadillado respecto a las taloneras hidrocelulares de poliuretano. Revista Española de Geriatria y Gerontología, 48(1), 3-8, 2013.
- [6] Chen, Y., DeVivo, M. J., & Jackson, A. B. Pressure ulcer prevalence in people with spinal cord injury: age-period-duration effects. *Archives of physical medicine and rehabilitation*, 86(6), 1208-1213, 2005
- [7] López Núñez, A. M. Úlceras cutáneas en pacientes oncológicos con cuidados paliativos de soporte domiciliario, 2015.
- [8] Riaga Quevedo, Virginia, et al. Úlceras por presión como indicador de calidad asistencial, 2013.
- [9] European Pressure Ulcer Advisory Panel and National Pressure Ulcer Advisory Panel. Prevention and treatment of pressure ulcers: Quick Reference Guide. Washington DC: National Pressure Ulcer Advisory Panel; 2009.
- [10] Tekscan, H; Prevulcer *CONFORMat System*; Ficha Técnica; [Consulta 17 diciembre 2015]. Disponible en: <http://www.tekscan.com/medical/hoskin/CONFORMat-System/478272ca277fb/pdf>, 2005.
- [11] Sensing.Tex.; Prevulcer Cover Development Kit; Ficha Técnica Confidencial Versión 0.1; 2008; [Consulta 01 diciembre 2015]. Disponible en: http://www.sensingtex.com/content/770416/White_Paper/114_WHITE_PAPER_PrevUlcer_Mat_English_rev_06.pdf

- [12] Sensingtex; PRESURE SENSOR TEX; Technical Description; 2015; [Consulta 15 diciembre 2015]. Disponible en: http://www.sensingtex.com/content/770416/White_Paper/114_WHITE_PAPER_Pressure_Sensor_Tex_english_rev_19.pdf
- [13] Tamay-Crespo Carlos A., Ramos-Tituana Richard M., Bueno-Palomeque Freddy L., Serpa-Andrade Luis J., Avances y aplicaciones de sistemas inteligentes y nuevas tecnologías, Análisis de la postura al sentarse utilizando sensores de fuerza, Primera edición. 2016, pp179-188.
- [14] Cárdenas Oscar; Circuitos y medidas; Medición de presión; Mérida Julio 2010 [Consulta 15 de enero de 2016]; Disponible en: http://webdelprofesor.ula.ve/ingenieria/oscaror/CursosDictados/web%20instrumentacion%20industrial/1%20transductores%20para%20procesos%20industriales/libro%20pdf/CAP%202%20Medicion_Presion_2009.pdf
- [15] Ramón Pallás Areny; Sensores y acondicionadores de señal; cuarta edición; pp 169 – 221, 2003.
- [16] Flinn, R. A., & Paul, K. Engineering materials and their applications. McGraw-Hill, 1989.
- [17] Elektrisola; Características del cobre y el aluminio; [Consulta 29 de enero de 2016]; Disponible en: <http://www.elektrisola.com/es/materiales-conductores/aluminio-y-aluminio-con-capa-de-cobre/aluminio.html>
- [18] ElectroniLab; Módulo bluetooth HC-05; Datasheet; Disponible en: <http://electronilab.co/tienda/modulo-bluetooth-hc-05-serial-rs232/>
- [19] Motorola; 74LS138; Datasheet; Disponible en: <http://pdf1.alldatasheet.com/datasheet-pdf/view/5654/MOTOROLA/SN74LS138N.html>.
- [20] Microchip; Pic 16f877a; Datasheet; [Consulta 8 de diciembre de 2015]; Disponible en: <http://www.microchip.com/wwwproducts/en/PIC16F877A>.
- [21] Teijeiro Ricardo; Baterías recargables de Li-ion Li-polímero; [Consulta 3 de diciembre de 2015]; Disponible en: http://laboratorios.fi.uba.ar/lse/sase/2010/slides/SASE-2010_-Baterias_-Li-ion--Li-poly_-Teijeiro.pdf

ANEXOS

Anexo 1: Este anexo muestra el firmware del microcontrolador.

```
#include <sensmat.h>
#use
rs232(baud=19200,parity=N,xmit=PIN_C6,rcv=PIN_C7,bits=8,stream=SERIAL1)
#device adc=8
setup_adc(adc_clock_internal);
set_tris_b(0b00000000);
set_tris_c(0b10000010);
set_tris_d(0b00000001);
#use delay(clock=4000000)
#define RELE4 PIN_D4
#define RELE5 PIN_D5
#define RELE6 PIN_D6
#define RELE7 PIN_D

int dato,i;
char caracter[3];
int C1[16];
void iniciar_vars (void);
dato=0;
i=0;

while(true)

dato++;
output_b (dato);
output_low(RELE6);
delay_us(1);
output_low(RELE5);
for(i=0;i<8;i++){
set_adc_channel(7-i);
C1[i]=read_adc();
itoa(C1[i],10,caracter);
puts(caracter);
delay_us(50);//5ms

dato++;
output_b (dato);
output_high(RELE6);
delay_us(1);
output_low(RELE5);
for(i=0;i<8;i++){
set_adc_channel(7-i);
C1[i]=read_adc();
itoa(C1[i],10,caracter);
puts(caracter);
```

```

delay_us(10);//5ms
}
output_low(RELE6);
delay_us(1);
output_high(RELE5);
for(i=8;i<16;i++){
set_adc_channel(15-i);
C1[i]=read_adc();
itoa(C1[i],10,caracter);
puts(caracter);
delay_us(10);
}

```

```

if (dato==16){
dato=0;
puts("0");
}
if (dato==8){
dato=0;
puts("0");
}

```

Anexo 2: Diseño electrónico.

En este apartado se observa el ruteado de la placa de control, además del ruteado del regulador de tensión y del filtro pasa bajos.

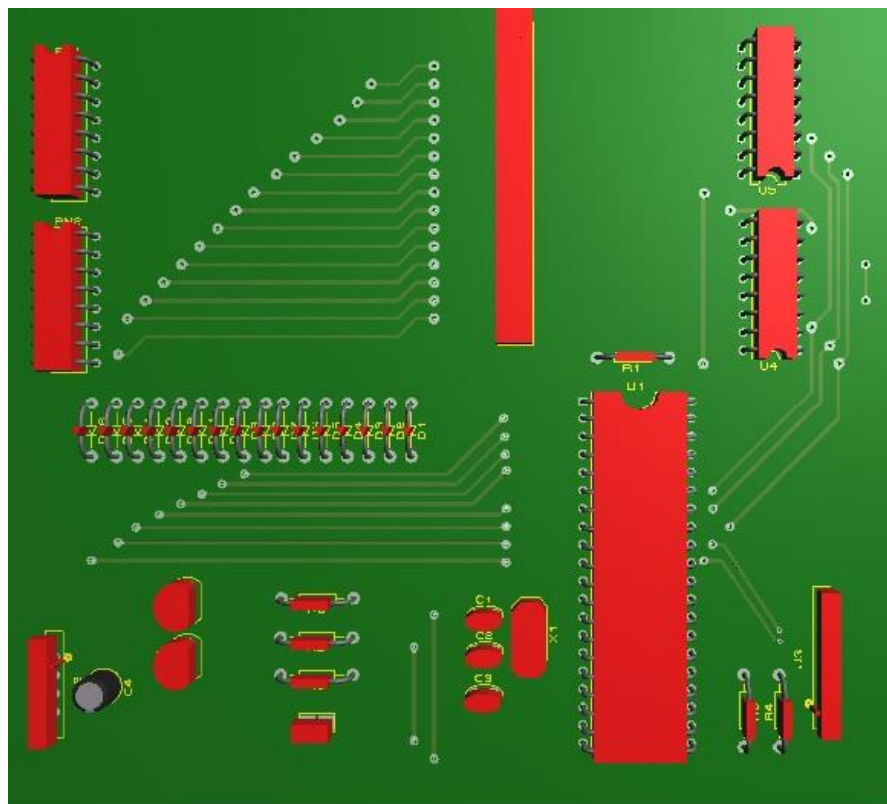


Figura 1. Arquitectura del sistema para medir niveles de presión (Cara frontal).

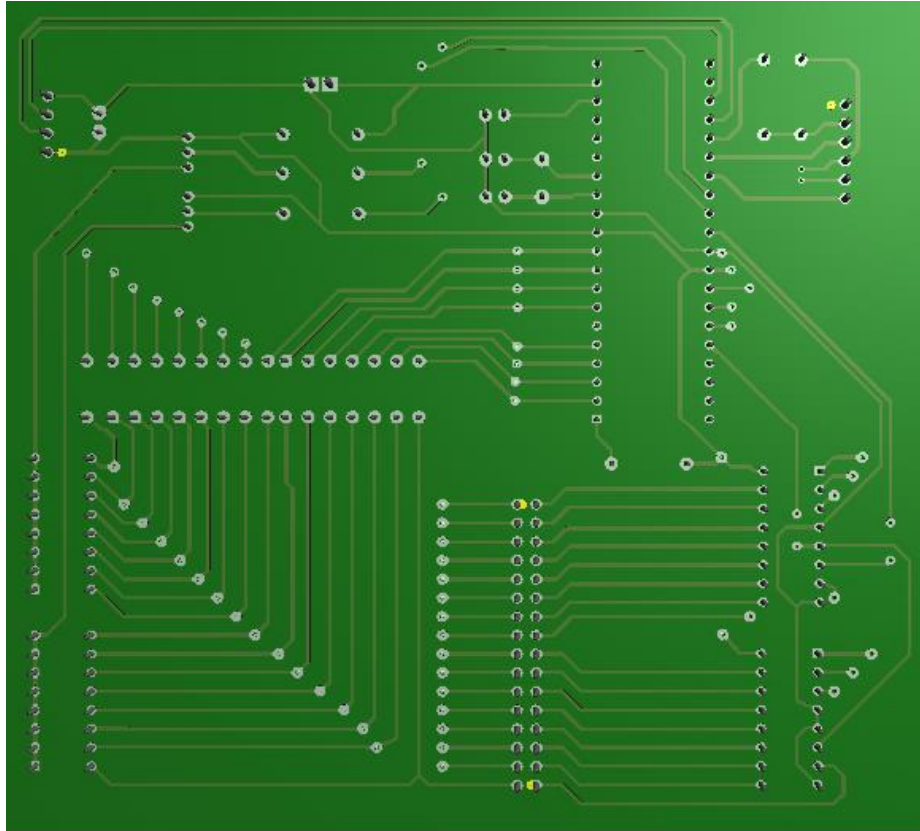


Figura 2. Arquitectura del sistema para medir niveles de presión (Cara posterior).

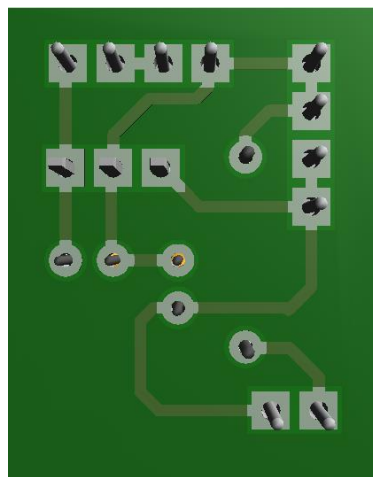


Figura 3. Regulador de tensión para la Batería.

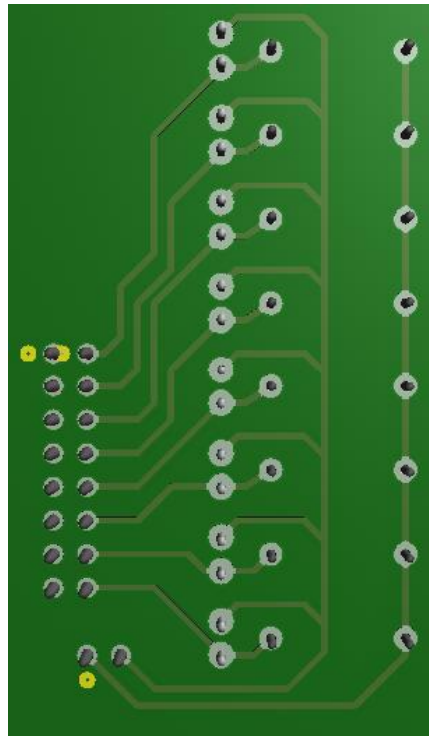
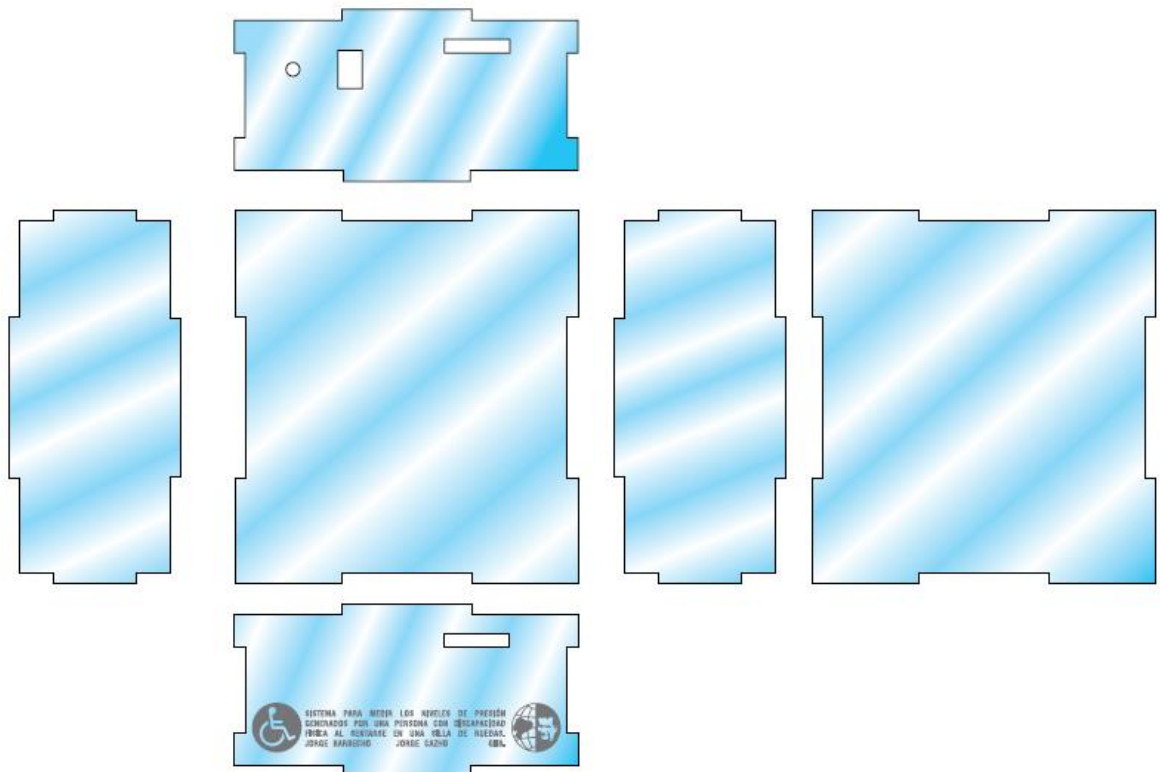


Figura 4. Filtro pasa bajo.

Anexo 3: Carcasa del dispositivo para medir los niveles de presión.



Anexo 4: Script de Matlab para Adquisición de datos y la obtención de los valores máximos de masa y presión.

```
clear all;
close all;
clc;
disp('***** UNIVERSIDAD POLITECNICA SALESIANA *****')
disp('** ESTUDIO, DISEÑO Y DESARROLLO DE UN SISTEMA PARA MEDIR **')
disp('** LOS NIVELES DE PRESIÓN GENERADOS POR UNA PERSONA CON **')
disp('** DISCAPACIDAD FÍSICA AL SENTARSE EN UNA SILLA DE RUEDAS**')
disp('**')
disp('** Integrantes: Jorge Barbecho; Jorge Cazho **')
disp('** Especialidad: Ingeniería Electrónica **')
disp('*****')

% Cargamos desde la base de datos el vector para el analisis

vec = importdata('C:\Users\Jorge\Desktop\Pruebas\Paciente5\pac5-may-11-2016-08h30.txt');

% Convertimos el vector a una matriz de 16x16 o 8x8

[mat,padded] = vec2mat(vec,16);
mat1 = fliplr (mat);
mat2 = rot (mat1);
m = find(mat2<0);
mat2(m)= 0*ones(size(m));
m2 = find(mat2>=3.5);
mat2 (m2);
v_max = max(max(mat2))%Valor de maxima masa en un sensor
presion = {(v_max * 9.81)/(0.14),'kPa'}
v_max2 = sum(sum(mat2(m2)))%Valor de presion solo de la region donde
se ejerce la max presion: valores >3.5

% Graficamos la matriz de sensores
figure
pcolor(mat2);title('Matriz por sensores');
figure
contourf(mat2);title('Matriz por niveles');
figure
subplot(1,2,1);
pcolor(mat2); title('Matriz por sensores');
subplot(1,2,2)
contourf(mat2); title('Matriz por niveles');
```

Anexo 5: Script de Matlab para la generación de la región de máxima presión.

```
clc;
clear all;
close all;

disp('***** UNIVERSIDAD POLITECNICA SALESIANA *****')
disp('**')
disp('** ALGORITMO PARA DEFINIR EL AREA CON MAYOR PRESION **')
disp('** DSP => PROCESAMIENTO DIGITAL DE SEÑALES **')

imagen_entrada = imread('C:\Users\Jorge\Desktop\New
folder\pac3(8)\pac3.jpg');

imagen_grises = rgb2gray (imagen_entrada);

imR = double(imagen_entrada(:,:,1));
imG = double(imagen_entrada(:,:,2));
imB = double(imagen_entrada(:,:,3));

imagenR = imR - imG - imB;

imagen_binaria = imagenR > 40;

imagen_binaria_filtrada = medfilt2(imagen_binaria);

mascara = 1-imagen_binaria_filtrada;

imagen_roja = double(imagen_grises)/255;
imagen_verde = double(imagen_grises) .* mascara/255;
imagen_azul = double(imagen_grises) .* mascara/255;

imagen_final = cat(3,imagen_roja,imagen_verde,imagen_azul);
figure
imshow(imagen_final); title('Region con Mayor Presión');
hold on
```