

**IMPLEMENTACIÓN DE SISTEMAS DE ADQUISICIÓN DE DATOS Y ACTUACIÓN
EN UN COJÍN ANTIESCARAS CONVENCIONAL PARA USO Y MONITORIZACIÓN
HOSPITALARIA.**

**ANDREA MARCELA CASTRO CASTILLO
LYANNE CAMILA MENDOZA WILCHES**



**UNIVERSIDAD SANTO TOMÁS SECCIONAL TUNJA
FACULTAD DE INGENIERÍA ELECTRÓNICA
TUNJA
2015**

**IMPLEMENTACIÓN DE LOS SISTEMAS DE ADQUISICIÓN DE DATOS Y
ACTUACIÓN EN UN COJÍN ANTIESCARAS CONVENCIONAL PARA USO Y
MONITORIZACIÓN HOSPITALARIA**

**ANDREA MARCELA CASTRO CASTILLO
LYANNE CAMILA MENDOZA WILCHES**

Tesis para optar por el título profesional de Ingeniería Electrónica

**DOCENTE TUTOR
M.Sc. (c). Pablo Andrés Álvarez Camargo**

**UNIVERSIDAD SANTO TOMÁS SECCIONAL TUNJA
FACULTAD DE INGENIERÍA ELECTRÓNICA
TUNJA
2015**

***Solamente los autores son responsables de las
ideas expuestas en el presente trabajo.***

NOTA DE ACEPTACIÓN

Firma del Director

Firma del Jurado

Firma del Jurado

Tunja, 05 de Noviembre de 2015

Este trabajo, se encuentra dedicado a Dios, que nos ha otorgado innumerables beneficios por medio de nuestra familia y cada una de las oportunidades que nos ofrece en nuestro diario vivir; a nuestros padres que con esfuerzo y dedicación nos han dado todas las herramientas necesarias para enfrentar cualquier adversidad; a nuestros docentes y compañeros que han contribuido a la culminación de nuestros estudios.

AGRADECIMIENTOS

A Nuestras Familias.

Andrea Marcela Castro Castillo

Myriam Helena Castillo Murcia, Luis Antonio Castro Moreno, Luisa Fernanda Castro Castillo y Robin Edison Forero López.

Lyanne Camila Mendoza Wilches

Clara Yanneth Wilches Wilches, Héctor Mendoza Mora, Cristian Fabián Mendoza Wilches, Diego Felipe Mendoza Wilches y Milton Medina Rincón.

Por su apoyo incondicional en nuestro proceso de formación como personas y profesionales.

A Nuestros Compañeros y Docentes

Por su acompañamiento, respaldo y asesoría en el desarrollo del proyecto, especialmente a:

M.Sc. (c) Pablo Andrés Álvarez Camargo por sus aportes y asesoría como director de Proyecto de Grado.

Ing. Jervis Yamid Caro Pedreros por sus aportes y asesoría como joven investigador en el desarrollo del proyecto.

M.Sc. Adolfo Ávila Barón por sus aportes en la revisión del documento y asesorías en el desarrollo del proyecto.

M.Sc. (c) Carlos Alberto Cardona Coy por sus aportes en la revisión del documento y asesorías en el desarrollo del proyecto.

M.Sc. Fabián Rolando Jiménez López por sus aportes y asesorías en el desarrollo del proyecto.

A la Facultad de Ingeniería Electrónica de La Universidad Santo Tomas, seccional Tunja en cabeza de su Decano el M.Sc. (c) Camilo Ernesto Pardo Beainy, por su respaldo y Acompañamiento durante el proceso de formación académico.

TABLA DE CONTENIDO

INTRODUCCIÓN	21
1. JUSTIFICACIÓN	24
2. PLANTEAMIENTO DE PROBLEMA	25
2.1. FORMULACIÓN DE PREGUNTA	25
2.2. DEFINICIÓN DEL PROBLEMA	25
2.3. DELIMITACIÓN DEL PROBLEMA	26
3. OBJETIVOS	28
3.1. OBJETIVO GENERAL	28
3.2. OBJETIVOS ESPECÍFICOS	28
4. MARCO TEÓRICO	29
4.1. ÚLCERAS POR PRESIÓN (UPP)	29
4.1.2. Etapas de formación de las UPP	30
4.1.3. Factores que ocasionan las UPP	31
4.1.4. Localización de las UPP	33
4.2. ESCALAS DE VALORACIÓN DE RIESGO DE LAS ULCERAS POR PRESIÓN	33
4.2.1. Escala De Norton	34
4.2.2. Escala De Braden	35
4.3. COJIN HOSPITALARIO ANTIESCARAS	35
4.3.1. TIPOS DE COJIN HOSPITALARIO ANTIESCARAS	36
4.3.1.1. Cojín hospitalario antiescaras de aire	37
4.3.1.2. Cojín hospitalario antiescaras de espuma o visco elástico	37
4.3.1.3. Cojín hospitalario antiescaras de flotación líquida:	38
4.3.1.4. Cojín hospitalario antiescaras de gel:	38
4.4. DISTRIBUCIÓN DE CINTURA PÉLVICA	39
4.4.1. CARACTERÍSTICAS DE LAS REGIONES	40
4.4.1.1. ILION	40
4.4.1.2. ISQUION	42
4.4.1.3. PUBIS	42
4.5. CENTRO DE MASA O GRAVEDAD	43
4.6. FACTORES QUE AFECTAN LA UBICACIÓN DEL CENTRO DE GRAVEDAD DEL CUERPO	45
4.6.1. Edad	45
4.6.2. Sexo	46

4.6.3.	Desplazamiento	46
4.6.4.	Adición o substracción de peso	48
4.7.	SENSORES	49
4.7.1.	SENSOR DE PRESIÓN DIFERENCIAL	51
4.7.1.1.	SENSOR MPX5010DP	51
4.7.1.2.	Características	53
4.8.	ACTUADORES NEUMÁTICOS	54
4.8.1.	CILINDROS NEUMÁTICOS	55
4.8.2.	MOTORES NEUMÁTICOS	56
4.8.3.	ELECTROVÁLVULAS	57
4.8.4.	VÁLVULAS ON-OFF	58
5.	DISEÑO METODOLÓGICO	60
5.1.	Metodología	60
5.2.	Hipótesis	61
6.	RESULTADOS	62
6.1.	DISEÑO Y ESTRUCTURA FÍSICA	62
6.1.1.	Cojín Antiescaras	62
6.1.2.	Sensor de Presión	70
6.1.2.1.	Selección y Características Principales	70
6.1.2.2.	Parametrización Sensor MPX5010DP	71
6.1.2.3.	Parametrización Sensor MPX2050GP	74
6.1.2.3.1.	Parametrización Sensor MPX2050GP	77
6.1.2.3.2.	Acondicionamiento Sensor	80
6.1.3.	Electroválvulas	86
6.1.4.	Compresor	90
6.2.	Sistema de Comunicación y Visualización	95
6.3.	Conjunción de Etapas	99
6.4.	Aportes derivados y Diseño Final	101
6.4.1.	Cojín Antiescaras	101
6.4.2.	Sistema de Control Difuso	107
7.	CONCLUSIONES	112
8.	RECOMENDACIONES	115
	BIBLIOGRAFÍA	116

LISTAS ESPECIALES

Lista De Figuras

Figura 1. Descripción daño del tejido en etapas de úlceras por presión	31
Figura 2. Localización de las úlceras por presión.	33
Figura 3. Escala de Norton a partir de las zonas de riesgo de escaras	34
Figura 4. Distribución de presiones antes y después del uso de un cojín hospitalario antiescaras	36
Figura 5. Cojín hospitalario antiescaras de aire	37
Figura 6. Cojín hospitalario antiescaras de espuma o visco elástico	38
Figura 7. Cojín hospitalario antiescaras de flotación líquida	38
Figura 8. Cojín hospitalario antiescaras de gel	39
Figura 9. Esqueleto apendicular inferior	39
Figura 10. Pelvis ósea	39
Figura 11. a. Vista lateral del hueso coxal	41
Figura 12. Pelvis	43
Figura 13. Ubicación de los tres puntos de intersección para la determinación del centro de masa	44
Figura 14. Localización del centro de gravedad en el ser humano conforme incrementa su edad	45
Figura 15. Desplazamiento vertical del centro de gravedad	46
Figura 16 . Desplazamiento horizontal del centro de gravedad	47
Figura 17. Desplazamiento del centro de gravedad en posición sedente	48
Figura 18. Sensor de Presión MPX5010DP	52
Figura 19. Parámetros de diseño sensor de presión diferencial	53
Figura 20. Esquema Integral Sensor de Presión MPX5010DP	54
Figura 21. Curva Característica de comportamiento sensor MPX5010DP	54
Figura 22 Cilindro simple efecto	56
Figura 23. Cilindro doble efecto	56
Figura 24. Representación gráfica de válvulas ON-OFF.	58
Figura 25 Respuesta intrínseca de válvulas (Flujo Vs Apertura)	59
Figura 26. Cojín antiescaras ROHO QUADTRO SELECT LOW PROFILE	63
Figura 27. Flujo de aire del cojín QUADTRO SELECT LOW PROFILE.	64
Figura 28. Silueta obtenida para la zona sacra e isquial a partir de la incursión de láminas de aluminio	66
Figura 29. Designación de las dieciséis zonas presión para su posterior control.	66

Figura 30. Separación de las celdas del cojín antiescaras para la obtención de las zonas de presión.	67
Figura 31. Matriz de 2x8 diseñada para la interrupción parcial de los canales de aire.	68
Figura 32. Disposición de las mangueras según las zonas de presión establecidas .	69
Figura 33. Estructura física implementada para la disposición de los sensores y actuadores .	70
Figura 34. Toma de datos parametrización sensor MPX5010DP	71
Figura 35. Gráfica de Comportamiento sensor MPX5010DP	73
Figura 36. Grafica de comportamiento sensor MPX2050GP	79
Figura 37. Circuito de acondicionamiento sensor MPX2050GP	80
Figura 38. Procedimiento físico de parametrización sensor MPX2050GP	81
Figura 39. Grafica comportamiento MPX2050GP con acondicionamiento	82
Figura 40. Curva de comportamiento sensor MPX2050GP	84
Figura 41. Diseño placa de circuito impreso acondicionamiento de sensor MPX2050GP	85
Figura 42. Electroválvula ON/OFF implementada como medio de actuación dentro del dispositivo.	86
Figura 43. Envío del dato digital a la electroválvula a partir del manejo de dos niveles de activación.	88
Figura 44. Circuito implementado para la separación de etapas para el manejo de las electroválvulas.	89
Figura 45. Diseño placa de circuito impreso para el acondicionamiento de las electroválvulas	89
Figura 46. Placa de circuito impreso obtenida para el control de las electroválvulas de manera física.	90
Figura 48. Placa protectora etapa de generación en el compresor	92
Figura 50. Circuito para protección y control de ángulo de disparo	93
Figura 51. Diseño placa de circuito impreso para el acondicionamiento del compresor	94
Figura 52. Integración control de disparo de ángulo en el compresor	95
Figura 53. Código fuente de LVIFA_BASE empleado para la vinculación de la placa Arduino y Labview	96
Figura 54. Lectura de los datos análogos como medio de recepción de la presión de las zonas	97
Figura 55. Generación del cambio de color con el fin de permitir su comparación con las celdas cojín	98
Figura 56. Designación de las salidas de los datos digitales para el control de la electroválvula.	99
Figura 57. Acondicionamiento Neumático, racores y conjunción de etapas	100
Figura 58. Sistema Final Cojín Antiescaras para uso y monitorización Hospitalaria	101
Figura 59. Establecimiento rediseño celdas y distribución en cojín antiescaras con SolidWork	102
Figura 60. Elección del material: Neopreno y ubicación celdas frontales bajo el uso de SolidWorks	103
Figura 61. Diseño base inclusión de cuatro paneles y sesenta y cuatro celdas.	104
Figura 62. Primeras conexiones establecidas por zonas, conexión sensorial y actuadoren SolidWorks.	105
Figura 63. Cracterizacion de las zonas en el rediseño del cojín panteado bajo el software SolidWorks.	105
Figura 64. Definición de sectores y celdas de mayor presión en cada una de las zonas	106

Figura 65. Rediseño cojin antiescaras haciendo uso del software SolidWorks	107
Figura 66. Caracterización rangos de presión haciendo uso de fuzzyLogic de MATLAB	108
Figura 68. Caracterización rangos de presión haciendo uso de fuzzyLogic de MATLAB	109
Figura 70. Planteamiento reglas del sistema haciendo uso de FuzzyLogic	111

Lista de Tablas

Tabla 1. Grado de Profundidad (Alteración en la piel) de las úlceras por presión.	30
Tabla 2. Factores que intervienen en la creación de úlceras por presión	32
Tabla 3. Sensores utilizados en automatismos industriales	49
Tabla 4. Características Sensores	50
Tabla 5. Definición de pines sensor MPX5010DP	52
Tabla 6. Parámetros de funcionamiento sensor de presión diferencial MPX5010DP	53
Tabla 7. Dimensiones y peso estándar del cojín antiescaras	63
Tabla 8. Características proceso de parametrización sensor MPX5010DP	71
Tabla 9. Parametrización sensor MPX5010DP	72
Tabla 10. Ecuación característica sensor MPX5010DP	73
Tabla 11. Sensores de presión familia MPX Freescale	75
Tabla 12. Sensores Familia MPX	76
Tabla 13. Selección Sensores MPX	76
Tabla 14. Porcentajes establecidos y valores correspondientes para la parametrización MPX2050GP	77
Tabla 15. Toma de datos para Parametrización sensor MPX2050GP	78
Tabla 16. Valores promedio establecidos en el proceso de parametrización y comportamiento	79
Tabla 17. Comparación de datos obtenidos y hoja técnica sensor MPX2050GP	79
Tabla 18. Ecuaciones de comportamiento sensor MPX2050GP	80
Tabla 19. Datos obtenidos en parametrización con fluke como patrón	81
Tabla 20. Valores obtenidos bajo comparación con los dados por la hoja técnica	82
Tabla 21. Ecuación de caracterización y comportamiento sensor MPX2050GP con fluke como patrón.	83
Tabla 22. Datos de parametrización con la conversión del Arduino Mega 2560 como patrón.	83
Tabla 23. Caracterización y valores para ecuación sensor MPX2050GP	84
Tabla 24. Ecuación de caracterización y comportamiento MPX2050GP con Arduino como patrón.	85
Tabla 25. Especificaciones técnicas de la electroválvula	87
Tabla 26. Estado de apertura o cierre de las electroválvulas a partir del rango de presión establecido	87
Tabla 28. Dimensiones establecidas cojín antiescaras	103
Tabla 29. Definición de conjuntos establecidos para el sistema de control difuso	108
Tabla 30. Condiciones establecidas en tiempo para el control de electroválvulas tipo proporcional	110

GLOSARIO

Aductor largo: músculo originado en la rama inferior del isquion y pubis. Su función principal es realizar el movimiento de aducción, el cual consiste en llevar la extremidad u otra parte corporal al plano medio (línea de partición imaginaria que segmenta el cuerpo en dos mitades simétricas).

Abductor: músculo originado en la rama superior de la pierna. Su función es realizar el movimiento por el cual un miembro u otro órgano se alejan del plano medio que divide imaginariamente el cuerpo en dos parte simétricas.

Centro de masa: punto en el cual la gravedad converge en el cuerpo humano con el fin de mantener una posición de equilibrio tras concentrar toda la masa de un objeto o sistema. Su desplazamiento se produce por la incursión de una fuerza externa o postura designada.

Cizallamiento: corresponde a la fuerza aplicada o presión ejercida contra la superficie y las capas de la piel a medida que los tejidos se deslizan en plano opuesto, pero paralelos.

Cojín antiescaras: dispositivo que permite disminuir el nivel de riesgo de una persona de presentar la formación de escaras o úlceras por presión, su aplicabilidad se enfoca en las personas que deben permanecer durante tiempos prolongados en una misma posición. Esta herramienta dependiendo de su forma, tamaño y material de fabricación brinda características de comodidad, además de una corrección en los cambios posturales garantizando una adecuada distribución de fuerzas de presión.

Desbridamiento: consiste en la extracción de tejido muerto o dañado suscitado por la formación de lesiones o heridas en la piel por medio de una intervención quirúrgica con anestesia local, regional o general. Este método se incursiona debido a que la acumulación de tejido muerto irrumpe el proceso natural de curación de la piel, además de atraer la formación de infecciones por la presencia de humedad.

Espasticidad: trastorno del sistema nervioso producto de un daño medular ocasionado por accidentes cerebrovasculares, traumatismo craneal o enfermedades

neurodegenerativa. Se caracteriza por verse reflejada en el tensionamiento de o rigidez de los músculos principalmente por movimiento involuntarios.

Fricción: fuerza suscitada como modo de oposición al movimiento de un cuerpo en relación con una superficie de contacto.

Ilion: constituye la saliente de la cadera y parte superior del hueso coxal. Es un hueso en forma de abanico que designa la separación de las piernas y demarca el ancho de la zona pélvica de la persona.

Incontinencia: pérdida del control de la vejiga, los síntomas pueden ir desde la filtración de orina leve hasta la salida abundante e incontrolable de ésta. Ocurre por la debilidad o actividad alta de los músculos que mantiene cerrada la vejiga, generalmente se dañan por accidentes suscitados alrededor de esta zona o por una mala nutrición.

Isquemia: enfermedad producida en el tejido a causa de la disminución transitoria o permanente de irrigación sanguínea, generalmente suscita cuando se presenta una obstrucción arterial

Isquion: porción inferior y posterior del hueso coxal, que permite la articulación de la cadera. Corresponde a la parte que sobresale tras ubicarse en una posición sedente y por ende cumple la función de brindar soporte con respecto a la superficie.

Necrosis: muerte del tejido corporal que ocurre cuando el tejido no cuenta con una suficiente irrigación de sangre en el tejido, ya sea por lesión, radiación o sustancias químicas. Se caracteriza por ser una enfermedad irreversible, pues la lesión presenta una incidencia grave que impide la curación que conlleva a la descomposición de los tejidos.

Neopreno: material de fabricado mediante la inclusión de elastómeros sintéticos a base cloropreno, se asemeja a las propiedades físicas del caucho natural. Sin embargo es superior en características como la resistencia al deterioro, oxidación, luz solar, flexión o calor.

Patología: ámbito dedicado al estudio de enfermedades. Demarca principalmente la búsqueda de sus causas, factores desencadenantes o factores favorecentes, así como

del pronóstico con el objetivo final de entender cómo tratarlas o prevenirlas. En algunos casos se emplea como sinónimo de enfermedad.

Pelvis: región anatómica inferior del tronco, corresponde a un embudo ósteomuscular que se estrecha hacia abajo, limitado por el hueso sacro, el cóccix y los coxales. Se encuentra ubicada en la región inferior, alberga diversos órganos del aparato reproductivo, vejiga urinaria y el último tramo del tubo digestivo.

Presión: proyección de la fuerza por unidad de área en dirección perpendicular, que resulta de comprimir o estrechar una superficie contra el cuerpo. Hace alusión, a la coacción o imposición dirigida a una persona como resultado de una exposición frecuente a una superficie o permanencia de postura por lapsos de tiempos prolongados.

Presión absoluta: corresponde a la obtención del valor de la fuerza de proyección ejercida sobre un objeto con referencia al vacío perfecto o cero absoluto, es decir existe una discriminación de las fuerzas de presión negativas.

Presión diferencial: como su nombre lo indica corresponde a la comparación entre dos puntos en un sistema bajo condiciones homogéneas.

Pubis: se refiere a uno de los huesos de la parte delantera de la pelvis comprendida entre el bajo vientre y los órganos sexuales. Se caracteriza porque en las mujeres este presenta una joroba de grasa denominada "*Monte de venus*".

Tasa de prevalencia: se refiere al número de personas que padece una enfermedad determinada en un instante de tiempo y lugar específicos. Incluye los casos conocidos que no han resultado en muerte o cura; este índice permite describir el estado de salud de una población específica.

Tisular: adjetivo que se emplea en el ámbito de la biología para referirse a cualquier elemento conformado por tejido y que al estar constituido por un conjunto organizado de células actúan para coordinar comportamientos fisiológicos.

Úlcera por presión (UPP): lesión provocada por la presión prolongada en una determinada región corporal que resulta en daño del tejido subyacente, surge por la

aparición de isquemias en los tejidos blandos por compresión entre dos estructuras rígidas (prominencia ósea y superficie exterior).

RESUMEN

Según la unidad de Biomédica y ayudas técnicas de la universidad de Toledo en España, la exposición a factores externos que debe sufrir la piel al estar en contacto con un objeto durante un tiempo prolongado suscita la presencia de fenómenos de fricción, presión, cizallamiento, calor o humedad ocasionando daños tisulares que terminan convirtiéndose en escaras o úlceras por presión, las cuales impiden una correcta circulación sanguínea y nutrición de los tejidos, de allí se sustenta la definición de una patología de origen isquémico que afecta directamente a la piel y sus tejidos adyacentes; esta patología estipula cambios no solo físicos sino psicológicos por las condiciones que condigo traen.

La conservación de una postura sedente durante periodos de tiempo prolongados, es una de las principales causas por las que se puede llegar a desarrollar las úlceras por presión, para generar prevención en la formación de dichas escaras se utilizan técnicas manuales que consisten en la ubicación y movimiento del paciente conforme a las manecillas de reloj bajo determinados tiempos, además de asegurar unas condiciones externas que favorezcan la piel y sus tejidos adyacentes; otra de las técnicas se encuentra basada en el uso de elementos diseñados a partir del movimiento de aire y regulación manual de presiones según lo requiera el paciente, a este elemento se le conoce como cojín o colchón antiescaras, donde a pesar de la importancia en su ejercicio de prevención no son altamente utilizados por diferentes situación, entre las que se encuentran los costos, las condiciones de uso (higiene y constante monitoreo) y difícil acceso en la ubicación de presiones de manera manual.

Basadas en antecedentes teóricos y prácticos, partimos de conceptos fundamentales como los descritos anteriormente a fin de implementar los sistemas de adquisición de datos y actuación en un cojín antiescaras convencional para uso y monitorización hospitalaria, a fin de crear el primer prototipo que sea capaz de prevenir la formación de úlceras por presión por medio de una lectura de presión ejercida en el cojín antiescaras segmentado en zonas las cuales poseen actuadores que habilitan la entrada y salida de aire,. Lo cual permite al mismo adecuarse a las condiciones necesarias del paciente en posición sedente, otorgando la generación de mapas de presión con rangos de (0 a 260)

mmHg que de acuerdo a la escala de Braden establecen las características principales en la generación de las úlceras por presión.

A continuación se describe el proceso llevado a cabo para la realización del proyecto planteado el cual consta de tres etapas fundamentales desarrolladas entorno a la investigación, desarrollo, ejecución y unificación de las mismas por medio de la descripción de la estructura física, aplicación de sensores de presión, inclusión de actuadores, generación y visualización de mapas y funcionamiento principal. El desarrollo del presente proyecto se realiza en la universidad Santo Tomás seccional Tunja con el fin de suplir una necesidad de prevención frente a una patología que describe lesiones en la piel, musculo o huesos.

PRÓLOGO

El presente documento es escrito por estudiantes de Ingeniería Electrónica como trabajo de monografía, para obtener el título profesional como ingenieras electrónicas, en la Universidad Santo Tomás seccional Tunja, a través de la investigación, constante y consiente de la problemática social presente, generada por la prestación de servicios en salud, en donde, con este trabajo, se plantean alternativas desde la electrónica, que presentan ayudas que permiten colaborar con el tratamiento de un paciente aquejado por la formación de úlceras por presión y contribuir a los procesos relacionados con la Monitorización Hospitalaria de estas dolencias. Este trabajo está dirigido a estudiantes e ingenieros de electrónica, bioingeniería y ramas afines, así como a personal médico y de terapia y a todo aquel que sienta interés particular, en conocer y aplicar el saber, en pro del mejoramiento del bienestar humano, en cuanto a la salud.

El documento contiene temas concernientes principalmente a la Ing. electrónica en las áreas cómo la biomecánica, la instrumentación electrónica y los sistemas de adquisición de datos, pero al tratarse de un trabajo interdisciplinario para una aplicación médica, la bioingeniería hace su aporte desde algunos conceptos de anatomía básica, además de mencionar algunos conceptos de orden clínico y mencionar algunos aspectos sobre el análisis de las causas y consecuencias de las úlceras por presión.

Está dividido en partes organizadas de acuerdo al desarrollo de la investigación, así: la primera parte es una presentación protocolaria del trabajo, la segunda parte introduce al lector en la problemática que lleva al planteamiento del trabajo y a su desarrollo, también encontramos la justificación y los objetivos, delimitando los alcances. En seguida, se encuentra la fase del proyecto en donde se procede a investigar sobre los aspectos clínicos y de ingeniería relevantes y necesarios para abordar las estrategias apropiadas para el tratamiento de las úlceras por presión; proponiendo la implementación de sensores y actuadores especializados para la captación y generación de acciones en un prototipo de cojín antiescaras para uso hospitalario, generando una propuesta que permita mejorar la calidad de vida de personas que sufren de esta dolencia.

En la parte final del documento, se dan algunas conclusiones, recomendaciones y referencias bibliográficas. Se espera que el recorrido por este documento sea grato para el lector y que contribuya a la adquisición y apropiación del conocimiento, para disponerlo al servicio de los sectores más necesitados, de influencia de la ingeniería y la medicina.

Camilo Ernesto Pardo Beainy

INTRODUCCIÓN

La presente investigación se refiere al tema de la prevención de úlceras por presión, la cual se puede definir como una patología de origen isquémico ocasionada por la conservación de una misma posición durante un periodo de tiempo prolongado, dicha lesión es causada por la presencia de factores externos tales como la presión, fricción y humedad suscitadas entre dos planos (paciente y la superficie de contacto) que impiden una correcta circulación sanguínea y una desnutrición en los tejidos. Se presentan en personas que deben permanecer sentadas o acostadas durante largos periodos, ya sea porque cuenta con una edad avanzada, enfermedades neurológicas o circulatorias, la mayoría de ellas resultan de accidentes en donde se pierde parcial o completamente la movilidad en todo su cuerpo o parte de este, dificultando cambios de postura por sí mismo¹; dependiendo del tiempo y la superficie expuesta se clasifican en cuatro niveles, los cuales van desde daños tisulares leves hasta la pérdida de gran parte del tejido subyacente con exposición ósea.

Las limitantes principales dentro del proceso de sanación son la exposición de la zona afectada a partículas externas, ocasionan la concentración de humedad por la saturación de líquidos que entorpecen la regeneración del tejido, luego es necesario el uso de vendajes de material gelatinoso o gasa de teflón alrededor de la región como método para contrarrestar los efectos ambientales y permitir una regeneración del mismo; en los casos más graves esta exposición genera la aparición de infecciones que pueden pasar a través del torrente sanguíneo y extenderse en los órganos incrementando el riesgo de mortalidad.² Todos estos factores al articularse entre sí presentan una influencia negativa no solo sobre la persona que padece la enfermedad sino también sobre su familia, puesto que debido al déficit para proveer auto cuidados dependen de otra persona en aras de realizar las curaciones, cambios de posición y administración de antibióticos que sumado

¹PEREZ, A. VIDAL, A. ZULUETA, B. y CARDONA J. Úlceras por presión. Información para el paciente y para el cuidador. Conselleria de Salut i Consum. Servei de Salut. España: (2007) p. 38

²AKISKAL, H. ALEXANDER, J. ALEXSON, C et al. Manual MSD de información médica para el hogar. Primera edición. Edit. Oceano. España: Madrid. (2007) p. 2171.

al tiempo de estadía hospitalario hace que incrementen los costos y empeore la calidad de vida a causa de la dificultad de sanación.

Acorde con lo anterior, la investigación se realizó por el interés académico y social de implementar un dispositivo que cumpla con las características del paciente como medio de contribución en la prevención de dicha patología tras establecer puntos específicos de presión que contrarresten las fuerzas y centros de masa en el área pélvica mediante la monitorización, control de la concentración de aire de las celdas de un cojín antiescaras y visualización de mapas de presión, los cuales se espera sirvan como una herramienta dentro del sistema de diagnóstico generado por parte de un cuerpo médico con el fin de dar certeza al momento de seleccionar el tratamiento. Del mismo modo, se espera estas condiciones garanticen una calidad de vida al paciente mediante el ofrecimiento de un dispositivo capaz de brindar comodidad durante su utilización, además de disminuir el nivel de riesgo que presenta una persona en posición sedente de desarrollar úlceras por presión o escaras en la zona sacra e isquial.

La metodología implementada dentro de la investigación se segmenta en tres etapas: (1) *Etapas investigativa*: concierne a la recopilación y análisis de fuentes secundarias representadas a partir de la consulta bibliográfica y revisión del estado de arte correspondiente al estudio, además de algunas aportaciones anteriores designadas mediante trabajos de tesis referentes a la primera etapa que compone el proyecto macro de la universidad Santo Tomás en unión con Colciencias; (2) *Etapas de desarrollo y ejecución*: hace referencia a la selección de los elementos electrónicos a partir de la realización de pruebas preliminares que llevaran a inferir las características generales de los dispositivos, además del cojín antiescaras a implementar teniendo en cuenta aspectos como forma, material, tamaño y rangos de presión a trabajar, de modo que asegure una respuesta e inclusión idónea tras adicionar el sistema control; (3) *Etapas de unificación*: como su nombre lo indica corresponde a la agrupación e interconexión de cada uno de los sistemas (adquisición de datos, control y visualización) con los elementos adquiridos con el fin de obtener un prototipo de un cojín antiescaras que cumpla con las características, objeto y finalidad planteados.

El documento consta de siete capítulos, en el primer capítulo se da a conocer la argumentación bajo la cual se ha desarrollado la investigación tras tener en cuenta aspectos sociales, familiares y personales que se desarrollan en base a la formación de las úlceras por presión, asimismo se expone la proyección social que tendrá el dispositivo una vez culminada su realización.

En el segundo capítulo, se realiza una disposición del tema desde un ámbito general hasta uno particular con el fin de generar una ubicación espacio temporal que conlleve a delimitar las expectativas y resultados a obtener. De igual manera, se determina la factibilidad de desarrollo mediante la delimitación del proceso incentivada por la obtención de un dispositivo final. En el tercer capítulo se indican las metas que se buscaron conseguir mediante la ejecución de la investigación con el fin de resolver las preguntas planteadas y el problema en cuestión.

En el cuarto capítulo, se presenta una recopilación teórica de los conceptos más relevantes a tener en cuenta al momento de diseñar e implementar los sistemas tanto de control, acondicionamiento como visualización del dispositivo, creando una base de fundamentación amplia que solvete las decisiones que se toman con respecto al desarrollo de la investigación.

El quinto capítulo, contiene la descripción y argumentación del proceso metodológico adaptado como mecanismo de desarrollo de la investigación con el fin de representar las acciones que permitieron cumplir las metas u objetivos planteados al inicio de la investigación. En el sexto capítulo, se exponen los procedimientos y acciones llevadas a cabo en relación a la selección y caracterización de los sensores y actuadores a incursionar dentro del cojín antiescaras. Del mismo modo, se describe el diseño de los circuitos impresos implementados, la designación de zonas de presión, el sistema de comunicación y la visualización de los mapas de presión.

Finalmente, el séptimo capítulo plantea algunas mejoras dadas desde la experiencia de la realización del proyecto con el fin de desarrollar aspectos que acrecienten la funcionalidad y respuesta del dispositivo a partir de la reducción de tiempo en la respuesta y desarrollo estético.

1. JUSTIFICACIÓN

Si bien es cierto, las úlceras por presión son un importante problema de salud con graves consecuencias que afectan tanto a los pacientes como a entornos familiares, sistema de salud y profesionales, las cuales, son traducidas en un déficit en la demanda de proveer autocuidados ocasionando vulnerabilidad en la calidad de vida de los pacientes afectados, pues deben ser sometidos a curación de las lesiones, administración de antibióticos, prolongación de la estancia hospitalaria y demás factores que al articularse entre sí generan una influencia negativa en la persona; a pesar de ser evitables a partir de cuidados, los cuales constituyen un objeto primordial dominante y distintivo para el bienestar y recuperación del paciente con el fin de afrontar impedimentos físicos o mentales no poseen una atención primaria antes de convertirse en lesiones incómodas.

Luego, el alto costo de estudios que permitan establecer un tratamiento adecuado para las úlceras por presión, la baja aplicación a nivel regional de sistemas de tratamiento antiescaras, la falta de aplicación para prácticas académicas y demás factores hacen difícil una efectiva solución para prevención de úlceras por presión. De ahí, la importancia de realizar un proyecto en el cual se implemente un cojín antiescaras que cumpla con las características que se requieren para contribuir en la prevención de dicha patología, al establecer no solo los puntos altos de presión sino una acción generada a través de actuadores que en conjunto con el cojín se encargaran de contrarrestar los factores externos presentes en los síntomas de las úlceras por presión.

2. PLANTEAMIENTO DE PROBLEMA

2.1. FORMULACIÓN DE PREGUNTA

Con el pasar de los años, la historia comenta el progreso y evolución en cada uno de los procesos de instrumentación que se han requerido para generar cualquier tipo de avance, por lo que la instrumentación electrónica no es la excepción, mediante la misma es posible establecer barreras de cambio y motivación que permitan satisfacer una necesidad para la cotidianidad.

Las úlceras por presión constituyen un tipo especial de lesiones causadas por un trastorno de irrigación sanguínea tras mantener la posición en periodos extensos, los cuales generan manifestaciones de escaras que en su más alto grado comprometen el tejido muscular u óseo.

De acuerdo al objetivo descrito, se plantea una problemática con beneficio social ya que el dispositivo a diseñar, se espera cumpla las expectativas correspondientes a un objeto médico con inclusión electrónica. Entonces:

¿Qué condiciones se deben tener en cuenta en el diseño de un cojín antiescaras instrumentado con el fin de obtener variaciones y por ende activaciones automáticas para generar prevención en la aparición de úlceras por presión que aquejan a una persona en posición sedente por tiempos prolongados?

2.2. DEFINICIÓN DEL PROBLEMA

La conservación de una postura sedente durante periodos de tiempo prolongados, según la EPUAP (Panel Europeo Consultivo para la Prevención de Úlceras por Presión) es una de las principales causas por las que se puede llegar a desarrollar las úlceras por presión (UPP), de ahí que cuando una persona presenta lesiones medulares el factor de riesgo en cuanto a la formación de esta patología aumentan al destacar factores tales como fricción, humedad, calor e incontinencia. Generalmente, las lesiones medulares que presentan las personas son producidas como consecuencia de un traumatismo dado por un accidente automovilístico, caídas, problemas de salud, deportes, accidentes de

trabajo, entre otros; por lo que la presencia de esta patología suele traducirse en un impacto personal, familiar y socioeconómico.

De manera científica y teórica la escala de Braden establece un instrumento de auxilio en el proceso de decisiones de las medidas preventivas a ser adoptadas, de acuerdo con el riesgo del paciente que presente úlceras por presión. La escala de Braden consta de seis sub-escalas: percepción sensorial, exposición de la piel a la humedad, actividad física, movilidad, nutrición, roce y peligro de lesiones cutáneas, con una definición exacta de lo que se debe interpretar en cada uno de los apartados de estos subíndices. Cabe resaltar que la escala de Braden es una escala negativa, en donde a menor puntuación existe mayor riesgo, oscila entre los 5 y 23 puntos. Se consideran pacientes de riesgo aquellos que obtienen puntuaciones iguales o inferiores a 16, siendo de 15 a 16 puntos riesgo bajo, de 13 a 14 puntos riesgo moderado y entre 5 a 12 puntos riesgo alto. (García Francisco, 2011, p. 109). Por ende el proceso de esta investigación es conocer el grado de adaptación que tiene el dispositivo a diseñar frente a pacientes con la patología, al proporcionar una herramienta capaz de desarrollar mapas con los diferentes niveles de presión que se ejercen por la persona a nivel de la zona sacra coxígea y los isquiones tras una evaluación periódica de la presión diferencial presenten en cada una de las celdas definidas desde el cojín antiescaras.

2.3. DELIMITACIÓN DEL PROBLEMA

El desarrollo de las úlceras por presión es una patología compleja en la que participan tanto factores relacionados con el paciente como con el medio externo en el cual se encuentra, siendo la incapacidad de movimiento el agente principal presente en las personas que se encuentran en posición sedente en periodos de tiempo prolongados, de ahí que la investigación se encuentre dirigida a la implementación de un cojín antiescaras que permita mejorar la calidad de vida del paciente.

Se establece el desarrollo del presente proyecto en la universidad Santo Tomás seccional Tunja, y se realiza con el fin de suplir la necesidad frente a una patología que describe lesiones en la piel, musculo o huesos. Donde se busca el diseño e implementación de un cojín antiescaras con características tales de adaptación y funcionalidad que permitan la prevención de úlceras por presión. Teniendo como base la

consulta y recopilación de información con respecto a soportes teóricos para adaptadores de sensores de presión diferencial y actuadores neumáticos como electroválvulas, además de la aplicabilidad de los procesos teóricos y prácticos adquiridos dentro de la formación académica de la Facultad de Ingeniería Electrónica.

3. OBJETIVOS

3.1. OBJETIVO GENERAL

Implementar un sistema de adquisición de datos y actuación en un cojín antiescaras convencional mediante el uso de la instrumentación electrónica para uso y monitorización hospitalaria, con el fin de disminuir la posibilidad de formación de escaras o úlceras por presión en personas que se encuentran en posición sedente por periodos de tiempo extensos.

3.2. OBJETIVOS ESPECÍFICOS

- Definir una etapa previa de investigación y consulta que establecerá la base de partida para la realización de proyecto.
- Realizar la caracterización del sensor de presión diferencial, con el fin de asegurar un nivel de confianza en los datos obtenidos por el mismo.
- Determinar un sistema de adquisición de datos para la generación de mapas que describan el centro de masa para el funcionamiento del cojín antiescaras.
- Elaborar un sistema de comunicación para el envío y recepción de los datos procedentes de los sensores de presión diferencial.
- Comparar los datos obtenidos del sensor con los descritos en los mapas para generar determinadas acciones en los actuadores.
- Obtener un prototipo médico que permita la prevención de úlceras por presión para personas que se encuentren en posición sedente por un periodo de tiempo prolongado.

4. MARCO TEÓRICO

4.1. ÚLCERAS POR PRESIÓN (UPP)

La úlcera por presión es una lesión de origen isquémico localizada en la piel y en los tejidos subyacentes con pérdida cutánea, que se produce por presión prolongada o fricción entre dos planos, generalmente duros, uno que pertenece al paciente y otro extremo a él. En su desarrollo se conjugan dos mecanismos; la oclusión vascular por presión externa y el daño endotelial a nivel microcirculación. En su formación participan tres tipos de fuerzas: presión, fricción y cizallamiento.

Presión es la fuerza aplicada en forma perpendicular a la piel, cuando se aplica en forma directa produce anoxia, isquemia y muerte celular. La formación de una úlcera por presión (UPP) depende tanto de la presión que se ejerce sobre una zona de la piel así como el tiempo que se mantiene esta presión.

Fricción es una fuerza tangencial que actúa paralela a la piel. Se produce cuando una parte del cuerpo del paciente roza contra una superficie áspera como la sábana, descamando las células epidérmicas y disminuyendo la resistencia de la piel.

Y por último, cizallamiento hace referencia a las fuerzas paralelas que se producen cuando las dos superficies adyacentes se deslizan una sobre la otra, en esta situación los tejidos extremos permanecen fijos contra la sábana, mientras que los más profundos se deslizan, comprimiendo los vasos sanguíneos y privando de oxígeno a la piel.³

4.1.1. Clasificación de las UPP

Las úlceras por presión no cicatrizan a menos que las causas de fondo sean tratadas eficazmente. Una valoración general debe incluir la identificación y el tratamiento efectivo de la enfermedad, los problemas de salud, el estado nutricional, el grado de dolor y los aspectos psicosociales que puedan haber situado a la persona en riesgo de desarrollar UPP. Todos los pacientes deben ser evaluados mediante escalas de valoración de riesgo

³ Consejo De Salubridad General (2009). *Prevención y Tratamiento De Úlceras Por Presión a Nivel Hospitalario*, CENETEC, 5-43.

con el objetivo de iniciar cuanto antes las medidas de prevención. Este riesgo debe ser revalorado a intervalos periódicos y cuando se produce algún cambio en el nivel de actividad o movilidad.

Cuando se ha desarrollado una UPP es necesario una valoración integral y llevar a cabo un enfoque sistemático que incluya:

- a) *Localización y número de lesiones*: Los trocánteres, el sacro, glúteos y talones son las localizaciones más frecuentes.
- b) *Estadio o etapa*: Tiene en cuenta y describe su aspecto externo.
- c) *Área*: Registra el diámetro de las lesiones circulares y las longitudes perpendiculares mayores de las lesiones irregulares.
- d) *Profundidad*: es totalmente dependiente de las etapas o estadios de la patología.⁴

Tabla 1. Grado de Profundidad (Alteración en la piel) de las úlceras por presión.

GRADO DE LA UPP	CARACTERÍSTICAS
Grado I	Aqueja epidermis y deja expuesta dermis subyacente
Grado II	Actúa en toda la piel hasta la grasa subcutánea.
Grado III	Llega hasta la fascia profunda.
Grado IV	La necrosis abarca músculo y llega a perjudicar articulaciones y hueso

Fuente: Salazar Arango, C. Duque Fernández, O. Moreno Torres, B. Úlceras por Presión, *Síndromes Geriátricos*. 1-10.

4.1.2. Etapas de formación de las UPP

De acuerdo a la gravedad y características físicas en los tejidos superiores, las úlceras por presión se pueden clasificar mediante etapas que describen su intervención, de la siguiente manera:

⁴ Salazar Arango, C. Duque Fernández, O. Moreno Torres, B. Úlceras por Presión, *Síndromes Geriátricos*. 1-10.

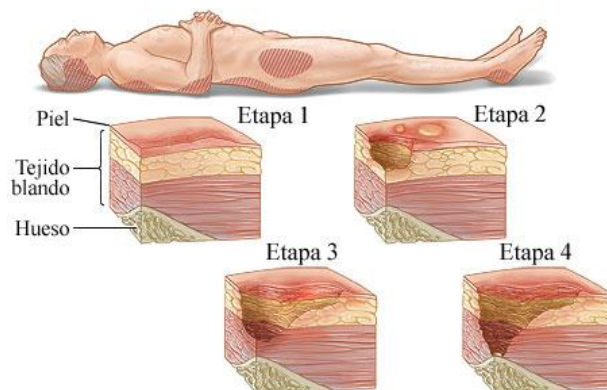


Figura 1. Descripción daño del tejido en etapas de úlceras por presión

Fuente: Healthwise, Enfermedades y afecciones de la piel. Recuperado el 15 de enero de 2015 de <http://espanol.kaiserpermanente.org>

Las úlceras de la etapa 1 no son heridas abiertas. La piel puede poseer dolor, pero no tiene cortes ni desgarros. En una persona de piel oscura, la zona puede parecer ser de un color diferente al de la piel que la rodea, pero es posible que no se vea roja. La temperatura de la piel suele ser más alta. Y las úlceras de la etapa 1 pueden sentirse más firmes o más blandas que la zona de alrededor.

En la etapa 2, la piel se desgasta o forma una úlcera, que suele ser más sensible y dolorosa. La úlcera se extiende a las capas más profundas de la piel. Puede parecer una (abrasión) o una ampolla. En esta etapa, una porción de piel podría dañarse por completo o morir. Durante la etapa 3, la úlcera empeora y se extiende al tejido debajo de la piel, lo que forma un pequeño cráter. En la etapa 4, la úlcera por presión es muy profunda, alcanza los músculos y los huesos, y causa daño extenso. Es posible que ocurran daños en los tejidos más profundos, en los tendones y en las articulaciones.⁵

4.1.3. Factores que ocasionan las UPP

El factor causal primordial en la génesis de las úlceras es la fuerza de compresión. Ya sea fuerzas de compresión de alta intensidad por corto período o de baja intensidad por largos períodos pueden producir ulceraciones cutáneas. Son más sensibles los tejidos

⁵Healthwise, Enfermedades y afecciones de la piel. Recuperado el 15 de enero de 2015 de <http://espanol.kaiserpermanente.org>

subcutáneos y el músculo, bastando presiones de sesenta a setenta Torricelli por una o dos horas para sufrir cambios irreversibles.

Los efectos negativos de la presión por compresión son exacerbados en presencia de factores que se clasifican en intrínsecos y extrínsecos.⁶

Los factores intrínsecos citan a la inmovilidad, alteraciones respiratorias y/o circulatorias. Insuficiencia vascular, presión arterial baja, insuficiencia cardíaca, vasoconstricción periférica, alteraciones endoteliales, anemia, septicemia, medicación (inmunosupresión) y desnutrición/deshidratación.

Y los factores extrínsecos hacen referencia a la humedad, perfumes, cremas o lociones con alcohol, superficie de apoyo, masajes en la piel que cubre salientes óseas, presencia de sondas, férulas y yesos. (Tabla 2).

Tabla 2. Factores que intervienen en la creación de úlceras por presión

Factores Intrínsecos	Factores Extrínsecos
Inmovilidad	Humedad
Alteraciones Respiratorias y/o Circulatorias	Lociones para cuerpo con alcohol
Insuficiencia vascular Presión arterial Baja Insuficiencia cardíaca Vasoconstricción periférica Alteraciones Endoteliales Anemia	Superficie de Apoyo
Septicemia	Masajes en la piel que cubre salientes óseas
Inmunosupresión	Presencia de sondas (vesical, nasogástrica)
Edad (Adultos mayores)	Férulas y Yesos
Desnutrición/Deshidratación	

Fuente: Consejo De Salubridad General (2009). Prevención y Tratamiento De Úlceras Por Presión a Nivel Hospitalario, CENETEC, 5-43.

⁶ Escuela Médica, Escaras o Úlceras por presión. Recuperado el 22 de enero de 2015 de <http://escuela.med.puc.cl/publ/manualgeriatria/PDF/EscarasUlceras>

4.1.4. Localización de las UPP

Las zonas donde se producirá la lesión dependerán de la posición y el tipo de reposo que efectúe el paciente. Así, los que se encuentran en posición lateral en tiempo prolongado sufrirán más daño en los hombros (espinas de las escápulas), caderas (trocanteres mayores), cara interior de las rodillas (cóndilos femorales internos) y tobillos (maléolos peroneos o externos). Los que toman una posición supina o posición sedente, tendrán problemas en la espalda (prominencias de las vértebras, espinas de las escápulas), glúteos (sacro) y talones.

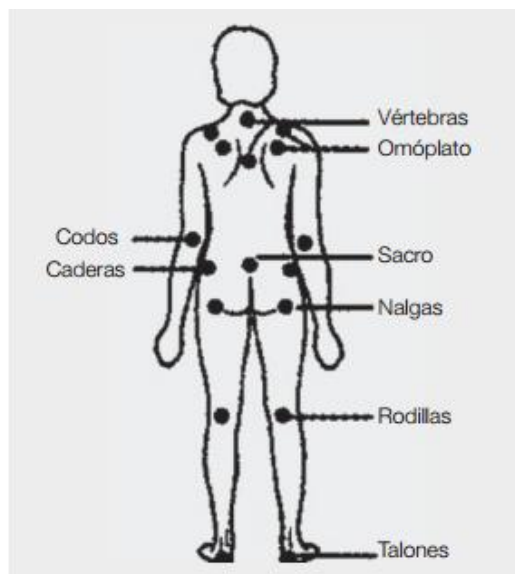


Figura 2. Localización de las úlceras por presión.

Fuente: Salazar Arango, C. Duque Fernández, O. Moreno Torres, B. *Úlceras por Presión, Síndromes Geriátricos*. 1-10.

4.2. ESCALAS DE VALORACIÓN DE RIESGO DE LAS ULCERAS POR PRESIÓN

Sirve como ayuda dentro de la valoración que realizado el cuerpo médico con el fin de cuantificar el riesgo que puede presentar un paciente de formar o no heridas en la piel. Generalmente estas escalas sirven como instrumento para determinar el tratamiento a efectuar en la persona a partir de sus condiciones; dentro de las escalas más importantes se encuentran:

4.2.1. Escala De Norton

En esta escala se valoran cinco parámetros: el estado general, estado mental, actividad, movilidad e incontinencia. En donde cada uno de los parámetros es evaluado en una escala de 1 a 4 puntos, de ahí que la máxima calificación alcanzada puede ser de 20 puntos y la mínima de 5 puntos.

Cuando un paciente obtiene una evaluación de 12 o menos puntos, la persona se establece dentro de alto riesgo, lo que quiere decir que la probabilidad de formación de escaras es alta; mientras que si se obtiene una puntuación de 14 puntos o inferior, la posibilidad de formación es mínima.⁷

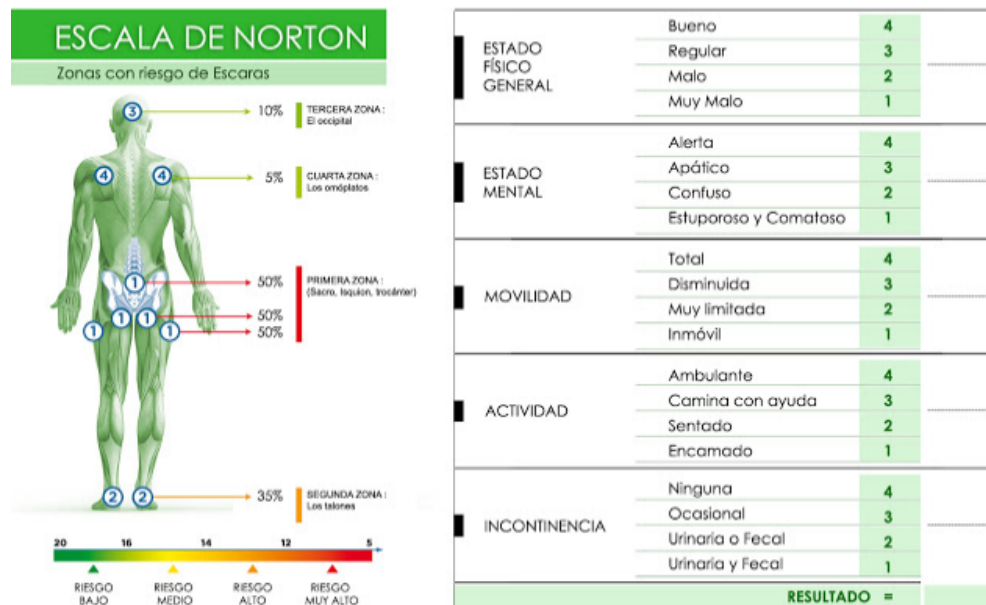


Figura 3. Escala de Norton a partir de las zonas de riesgo de escaras

Fuente: <http://indabuelo.blogspot.com/2013/04/ulceras-por-presion-escaras-escala-de.html>

⁷ (6 de abril de 2013). *Úlceras por presión, escaras. Escala de Norton*. [Web log post]. Recuperado de <http://indabuelo.blogspot.com/2013/04/ulceras-por-presion-escaras-escala-de.html>

4.2.2. Escala De Braden

Funciona al igual que la escala de Norton, ya que cuantifica el factor de riesgo de la formación de la aparición de las escaras o úlceras por presión. Sin embargo, a diferencia de la anterior; Braden evalúa seis parámetros: percepción sensorial, humedad, actividad, movilidad, nutrición y fricción.

Aunque la puntuación también se da de uno a cuatro puntos, para el parámetro de fricción tan solo se emplean tres puntos. Luego, el valor máximo es de veintitrés puntos (riesgo nulo) y un valor mínimo de nueve puntos (riesgo alto). ⁸

4.3. COJIN HOSPITALARIO ANTIESCARAS

Dentro del entorno hospitalario son diversos los acontecimientos que debe afrontar el cuerpo médico, por lo que uno de estos suele ser la recuperación y búsqueda de bienestar de aquellos pacientes que por circunstancias o acontecimientos dependen de una silla de ruedas para su movilidad. Generalmente, estas personas debido al tiempo que deben permanecer sentados y a la presión constante que sufre la piel con la silla desarrollan lesiones denominadas escaras o úlceras por presión; el problema de estas heridas es que aumentan el riesgo de mortalidad, empeoran la calidad de vida, alarga el tiempo de estadía hospitalario además de incrementar los costos de salud.

Luego, el cojín antiescaras es un producto que permite prevenir la aparición de heridas al repartir el peso del tronco superior del cuerpo de forma que no existan puntos de presión.

“Se utilizan en personas afectadas por la inmovilización para la prevención de las úlceras por presión en la región de apoyo isquiático. Para este objetivo resulta también importante la corrección de los apoyos y de la oblicuidad pélvica, así como los cambios posturales. Para las regiones muy húmedas se recomiendan cojines transpirables y para las regiones cálidas se recomiendan

⁸ SILVA, L., MUÑOZ, D., GARCIA, M., MONTERO, E., ALFAYA, M., VERGARA, M. CASTILLO, L. (2006). *Enfermeros cuerpo técnico: escala de diplomado en salud pública*. Vol. 3. Editorial MAD, S.L. p. 178.

los cojines de silicona (porque pierden temperatura). Los cojines antiescaras de materiales plásticos dan mayor calor y aumentan la sudación por lo que hay que tener precaución con las lesiones en la piel". (Martínez et al. 2006, p, 378).

En síntesis, la función principal del cojín hospitalario es favorecer la adopción de una postura correcta del paciente al reducir las zonas de mayor presión y repartirlas en las zonas donde esta sea menor permitiendo la distribución equilibrada de presiones.

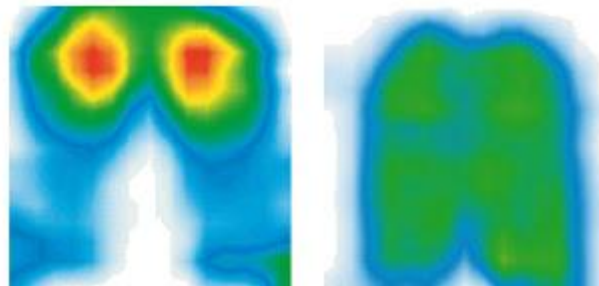


Figura 4. Distribución de presiones antes y después del uso de un cojín hospitalario antiescaras

Fuente: <http://www.ortopediaplus.com/img/cms/2013/05/cojin-anatomico-viscoflex-02.jpg>

Dichas condiciones se logran debido, a la:

- Utilización de materiales blandos
- Elasticidad de los materiales
- Aumento de superficie de contacto con el asiento
- Reducción de la fricción
- Reducción de la maceración (disminución de la humedad debido a personas que sufren de incontinencia o sudoración excesiva).⁹

4.3.1. TIPOS DE COJIN HOSPITALARIO ANTIESCARAS

⁹ *Cojín Antiescaras*. [Web log post]. Recuperado de <http://www.ortopediarivasmadrid.es/noticias/88-noticias/146-cojines-antiescaras>

Dentro del mercado de productos hospitalarios, es posible encontrar diferentes tipos de cojines antiescaras los cuales varían dependiendo del fabricante. Sin embargo a manera general se encuentran:

- 4.3.1.1. Cojín hospitalario antiescaras de aire:** se caracterizan por poseer una serie de celdas de aire independiente, generalmente se encuentran conectados a manómetros electrónicos de presión con el fin de inflar el cojín conforme las necesidades del paciente.



Figura 5. Cojín hospitalario antiescaras de aire

Fuente:<http://www.ortopediaplus.com/img/cms/2013/05/cojin-de-celdas-de-con-dos-valvulas-polyair-perfil-alto.jpg>

- 4.3.1.2. Cojín hospitalario antiescaras de espuma o visco elástico:** se diferencia porque su material principal de elaboración es el poliuretano. Sin embargo, los cojines visco elásticos a diferencia de la espuma tradicional se adaptan de manera adecuada a la piel por lo que suelen ser clasificado como un material de gama alta.



Figura 6. Cojín hospitalario antiescaras de espuma o visco elástico

Fuente: <http://www.ortopediaplus.com/img/cms/2013/05/cojin-anatomico-duoform-viscoflex.jpg>

- 4.3.1.3. Cojín hospitalario antiescaras de flotación líquida:** se encuentran fabricados a partir de la implementación de una solución líquida de base acuosa, con el fin de mejorar la viscosidad y dureza del agua.



Figura 7. Cojín hospitalario antiescaras de flotación líquida

Fuente: http://www.suortopedia.com/media/catalog/product/cache/1/image/600x600/9df78eab33525d08d6e5fb8d27136e95/f/l/flotaci_n-l_quida-cuadrado.gif

- 4.3.1.4. Cojín hospitalario antiescaras de gel:** disponen de dos capas con el fin de permitir la amortiguación y la eliminación de sobrepresión en una sola zona. Dicho función se logra al poner una capa de gel sobre una superficie de un material visco elástico.



Figura 8. Cojín hospitalario antiescaras de gel

Fuente: <http://www.ortopediaplus.com/img/cms/2013/06/cojin-anti-escaras-matrix-flo-tech-solution.jpg>

4.4. DISTRIBUCIÓN DE CINTURA PÉLVICA

La cintura pélvica (figura 9) es parte del esqueleto apendicular, y está formada por un par de huesos coxales unidos entre sí anteriormente. Ambos huesos coxales se funden con el hueso sacro posteriormente, y toda la estructura formada entre los tres huesos se conoce como la pelvis ósea o simplemente pelvis (figura 10).

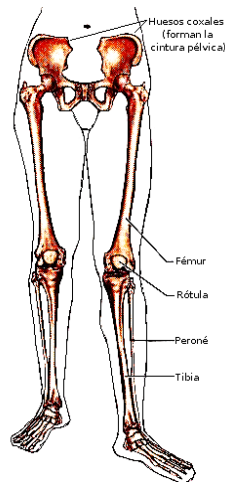


Figura 9. Esqueleto apendicular inferior

Fuente: Amparo Mora, MEDIGUÍA, Cintura Pélvica, Recuperado el 28 enero de 2015 de: <http://www.sabelotodo.org/anatomia/cinturapelvica.html>

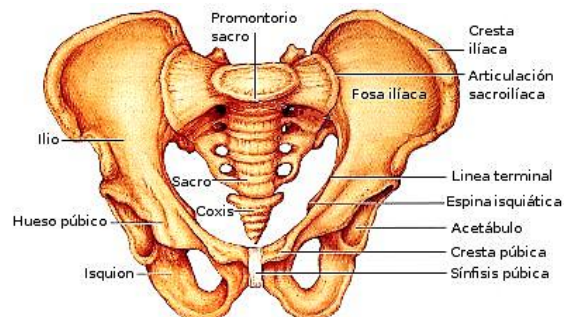


Figura 10. Pelvis ósea

Fuente: Amparo Mora, MEDIGUÍA, Cintura Pélvica, Recuperado el 28 enero de 2015 de: <http://www.sabelotodo.org/anatomia/cinturapelvica.html>

La función principal de la cintura pélvica es anclar las extremidades inferiores al esqueleto axial y transmitir el peso de la parte superior del cuerpo a esas extremidades. También sirve de soporte a los órganos viscerales de la pelvis. Esta cintura se asegura al esqueleto axial a través de ligamentos que están entre los más potentes del cuerpo, y la articulación con el hueso del muslo (fémur) está hecha en un encaje profundo y firme que garantiza que la cabeza de este hueso se encuentre en posición. Cada hueso coxal tiene una forma irregular, es grande y está formado durante la infancia por tres huesos separados: el ilion; el isquion; y el pubis, pero en los adultos ellos se funden firmemente y sus fronteras son indistinguibles. Sin embargo, la nomenclatura se mantiene para diferenciar las tres regiones principales del hueso compuesto.

En la zona de unión entre el ilion, el isquion y el pubis está una cuenca hemisférica profunda en la superficie lateral de la pelvis denominada acetábulo (figura10), en este acetábulo se introduce la cabeza del fémur para formar la articulación de la cadera.

4.4.1. CARACTERÍSTICAS DE LAS REGIONES

4.4.1.1. ILION

Es un hueso grande y abocinado que forma la región superior del hueso coxal. Se diferencian en él un cuerpo y una aleta superior llamada ala. El borde superior del ala es grueso y se conoce como cresta ilíaca. A lo largo de la cresta ilíaca se pueden diferenciar tres puntos de interés, una zona engrosada en la parte superior conocida como tubérculo de la cresta ilíaca, una espina roma en el final anterior llamada espina anterior superior ilíaca y una espina aguda en el final posterior llamada espina posterior superior ilíaca (figura 11). Ubicadas debajo de estas, están las menos prominentes, espina anterior inferior ilíaca y espina posterior inferior ilíaca. Todas las espinas sirven como puntos de anclaje de varios músculos del tronco, cadera y muslo. La espina anterior superior ilíaca se puede palpar fácilmente, e incluso, es visible a través de la piel en la gente delgada.

Exactamente inferior a la espina inferior posterior ilíaca, el ilion forma una muesca profunda conocida como muesca ciática mayor a través de la cual entra al muslo el nervio ciático.

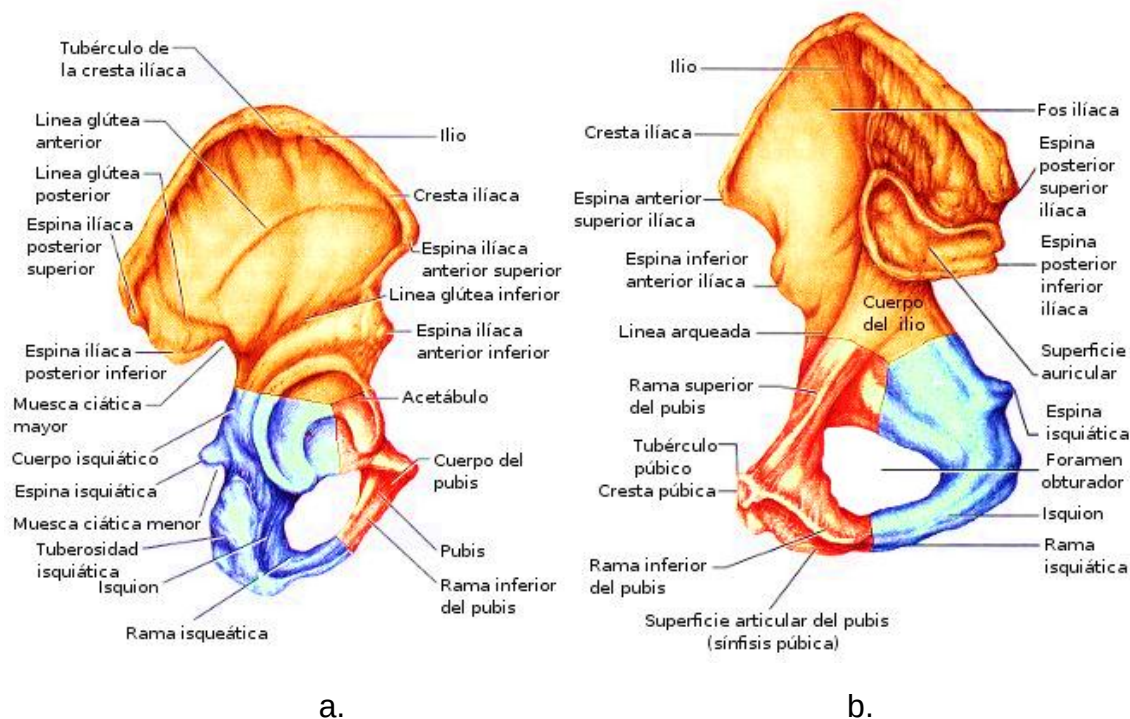


Figura 11. a. Vista lateral del hueso coxal (amarillo, ilio; azul-verde, isquion; rojo-verde, pubis) b. Vista medial del hueso coxal (amarillo, ilio; azul-verde, isquion; rojo-verde, pubis)

Fuente: Amparo Mora, MEDIGUÍA, Cintura Pélvica, Recuperado el 28 enero de 2015 de: <http://www.sabelotodo.org/anatomia/cinturapelvica.html>

A la ancha superficie posterolateral del ilion se le conoce como superficie glútea y está atravesada por tres crestas: las líneas glúteas posterior, anterior e inferior a las que se adhieren los músculos glúteos.

En la superficie interna del ala ilíaca se presenta una concavidad, la fosa ilíaca, y posteriormente a esta, está la superficie auricular, un área rugosa que articula con otra del mismo nombre del sacro para formar la articulación sacro-ilíaca, que es la zona por donde se transmite el peso del cuerpo desde la columna vertebral a la pelvis. En la superficie auricular nace una cresta robusta, la línea arqueada que participa en la definición de la línea terminal que es el margen superior de la llamada pelvis verdadera.

4.4.1.2. ISQUION

Constituye la parte posterior del hueso coxal, posee un robusto cuerpo superior que se funde con el ilion y una rama delgada inferior que articula con el hueso pubis. En el isquion se pueden notar tres puntos de interés:

- a) *La espina isquiática*: que se proyecta medialmente al interior de la cavidad pélvica, sirviendo como punto de anclaje del ligamento sacro-espinoso del sacro.
- b) *La muesca ciática menor*: ubicada inmediatamente inferior a la espina isquiática, por ésta pasan varios nervios y vasos sanguíneos para atender el área anogenital.
- c) *La tuberosidad isquiática*: localizada en la superficie inferior del cuerpo del isquion, es la parte más robusta del hueso coxal y recibe el peso completo del cuerpo superior cuando se encuentra el cuerpo en posición sedente. Un ligamento corre desde el sacro a la tuberosidad isquiática de cada isquion: el ligamento sacro tuberoso, importante para mantener la integridad de la pelvis. (Figura 11)

4.4.1.3. PUBIS

El pubis o hueso púbico forma la parte anterior del hueso coxal. En esencia es un hueso con un cuerpo aplanado del que salen en forma de V las ramas superior e inferior. El cuerpo del pubis reposa medialmente y su borde anterior engruesa para formar la cresta púbica. En el extremo lateral de esta cresta está el tubérculo púbico, uno de los anclajes del ligamento inguinal. Las dos ramas el pubis corren lateralmente para unirse con el cuerpo y la rama del isquion dejando en medio una gran abertura conocida como foramen obturador, que a pesar de ser grande, a través de ella pasan pocos vasos sanguíneos y nervios, dado a que se encuentra casi cerrada por una membrana fibrosa en el cuerpo vivo.

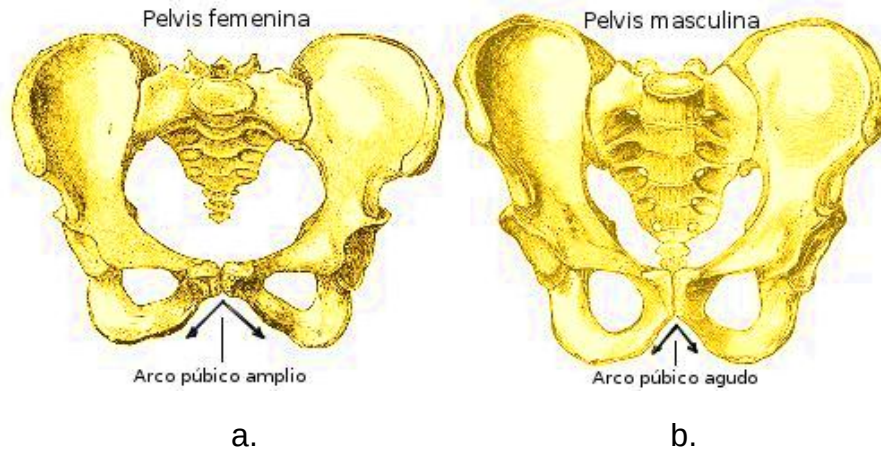


Figura 12. Pelvis a. Femenina b. Masculina

Fuente: Amparo Mora, MEDIGUÍA, Cintura Pélvica, Recuperado el 28 enero de 2015 de: <http://www.sabelotodo.org/anatomia/cinturapelvica.html>

Los cuerpos de los dos huesos púbicos se unen en la línea media de la pelvis formando la sínfisis púbica, un disco de fibrocartílago. Inferior a la unión entre ellos, las ramas inferiores de los huesos púbicos forman un arco con forma de V invertida lateral llamado el arco púbico (figura 12) la agudeza del ángulo formado es bastante diferente entre mujeres y hombres, siendo esto una pauta importante para diferenciar la pelvis de ambos sexos.¹⁰

4.5. CENTRO DE MASA O GRAVEDAD

El centro de gravedad representa el punto de equilibrio en donde todas las partes de un objeto se estabilizan, así mismo sirve como referencia para representar el eje en donde se concentra el peso corporal y se intersectan los planos del cuerpo unos a otros. En el ser humano, este centro de masa se encuentra ubicado a nivel de la cuarta vértebra lumbar, sin embargo esta ubicación puede variar según la edad y las características físicas de la personas.¹¹

¹⁰Mora A. MEDIGUÍA, Cintura Pélvica, Recuperado el 28 enero de 2015 de: <http://www.sabelotodo.org/anatomia/cinturapelvica.html>

¹¹ MIRALLES, R y MIRALLES I. (2006). *Biomecánica clínica de las patologías del aparato locomotor*. Barcelona: Editorial Masson, S.A. p, 6.

Si bien es cierto este centro de gravedad es importante en la determinación de puntos de referencia su posicionamiento permite esclarecer la línea de gravedad, la cual representa una línea vertical imaginaria que termina por atravesar dicho centro debido a que cuando la postura es correcta, la línea pasa a través de la vértebras cervicales medias y lumbares.¹²

Para calcular el centro de gravedad de un cuerpo que se encuentra en un lugar determinado se debe tener en cuenta la posición de cada una de las partículas de masa en los tres ejes del espacio, a partir de un punto de referencia determinado. Dichos ejes en el ser humano se encuentran descritos por tres puntos específicos, los cuales se ilustran a continuación:

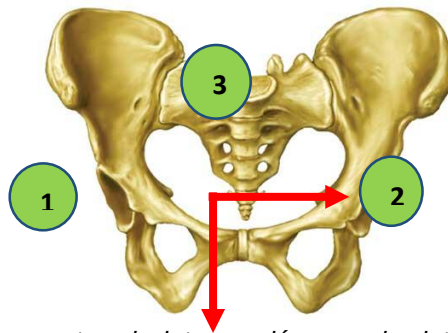


Figura 13. Ubicación de los tres puntos de intersección para la determinación del centro de masa del cuerpo humano (1) prominencia ósea de la espina iliaca antero superior derecha (2) prominencia ósea de la espina iliaca antero superior izquierda (3) punto medio de la espina iliaca posterior superior.

Fuente: http://www.motriz.es/images/pelvis_pilates_motriz_tres_cantos.jpg

Cabe resaltar que este centro suele verse influenciado por diversas variables tales como:

- **Variación angular:** estima el cambio de ubicación de los segmentos corporales como la pelvis, cadera, rodilla y tobillo a partir de la posición angular de las articulaciones.
- **Velocidad de la marcha:** permite calcular la relación de cambio de la postura conforme la estructura del cuerpo.

¹² (3 de octubre de 2010). *El centro de gravedad*. [Web log post]. Recuperado de <http://ft-mecanicabiociencias.wikispaces.com/CENTRO+DE+GRAVEDAD>.

- **Longitud del paso:** es la distancia promedio presente entre dos puntos sucesivos de contacto. Por ejemplo: pies opuestos.
- **Longitud de zancada:** es la distancia promedio existente entre dos puntos de apoyo de un talón de una pierna hasta el siguiente apoyo del talón de la misma pierna. Dicha variable se caracteriza por establecer el ciclo de marcha del paciente.¹³

4.6. FACTORES QUE AFECTAN LA UBICACIÓN DEL CENTRO DE GRAVEDAD DEL CUERPO

4.6.1. Edad

A medida que el ser humano se desarrolla, los segmentos de su cuerpo presentan cambios en la proporción de la altura total desde su nacimiento hasta su madurez, por lo que el plano transversal del centro de gravedad tendera a encontrarse en una sección diferente del mismo conforme aumenta la edad, sin embargo la proporción en que incrementa la altura se produce de manera gradual. Luego, el centro de masa disminuirá gradualmente hasta alcanzar el nivel de la segunda vértebra sagrada en la edad adulta.

14

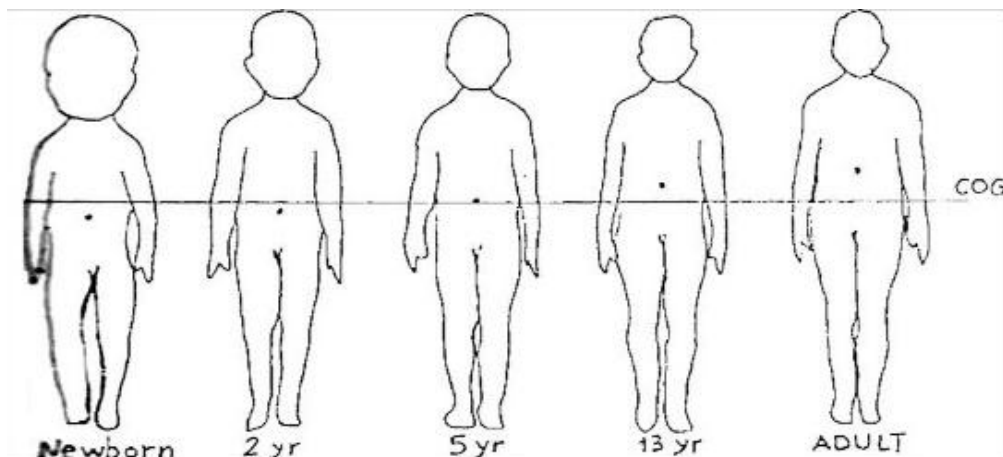


Figura 14. Localización del centro de gravedad en el ser humano conforme incrementa su edad

¹³ MARTINEZ, F. (2009). *Modelo de seguimiento del centro de masa para el análisis cinemático de la marcha*. (Tesis de maestría en ingeniería biomédica). Universidad Nacional de Colombia. Bogotá D.C.

¹⁴ Dr. Reda. *Center of gravity*. Recuperado de <http://www.kau.edu.sa/Files/0052891/Subjects/CENTER-4.DOC>.

Fuente: <http://image.slidesharecdn.com/centerofgravity-121212143539-phpapp02/95/center-of-gravity-8-638.jpg?cb=1403980952>

4.6.2. Sexo

Si bien es cierto, la contextura de los cuerpos entre géneros se caracteriza por presentar diferencia en cuanto a la distribución de la masa corporal, es de esperar que el centro de masa en las mujeres, se encuentre más abajo que en los hombres, debido a que las mujeres poseen una pelvis y muslos más pesados y piernas más cortas.

4.6.3. Desplazamiento

Hace referencia a la puesta en marcha del cuerpo, ya que es aquí en donde el gasto de energía aumenta debido a que la dinámica del desplazamiento permitiendo que al efectuar la repetición del ciclo de la marcha durante largos periodos no ocasione un esfuerzo excesivo. Dentro de esta característica se encuentra:

- **Desplazamiento vertical:** se relaciona con el movimiento normal del centro de gravedad puesto que se desplaza de hacia arriba y abajo conforme la persona se desplaza. Generalmente, el punto más alto ocurre cuando la extremidad que carga con el peso se encuentra en el centro de su fase de apoyo, mientras que si ambos pies se encuentran en el suelo esta ubicación conformaría el punto más bajo.

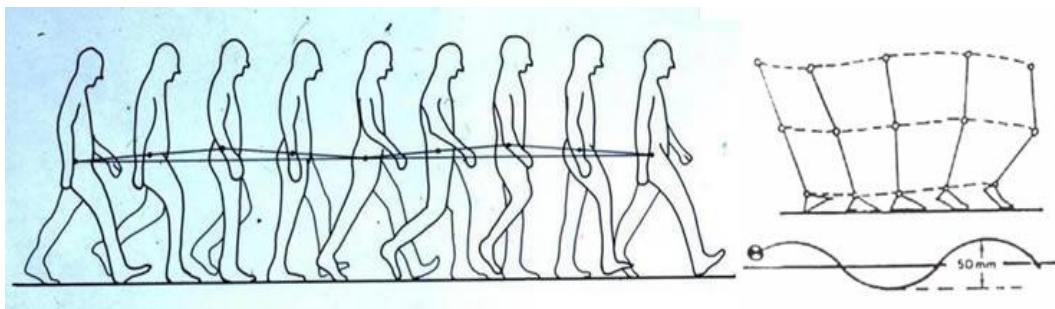


Figura 15. Desplazamiento vertical del centro de gravedad

Fuente: http://www.fisiofundamental.com/guia/imagenes_guia/imgt9/imagenes/marcha3.jpg

- **Desplazamiento horizontal :** corresponde al peso que se transfiere de una pierna a otra, debido a la desviación de la pelvis y del tronco, el cual además de moverse

hacia arriba y hacia abajo también oscila de un lado a otro ocasionando curvas suaves en el desplazamiento del centro de gravedad.¹⁵

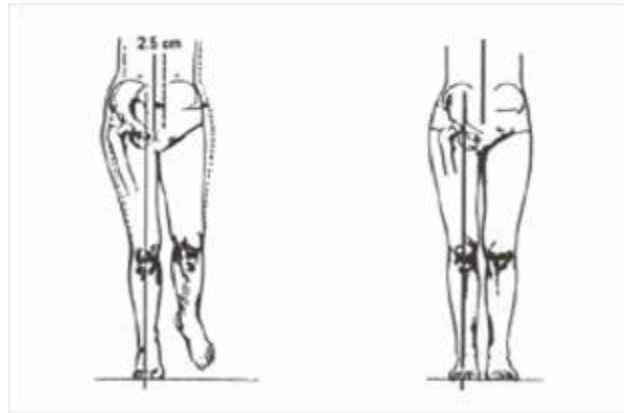


Figura 16 . Desplazamiento horizontal del centro de gravedad

Fuente: http://www.fisiofundamental.com/guia/imagenes_guia/imgt9/imagenes/marcha4.jpg

Se debe agregar que en el caso de que el individuo se encuentre sentado o en posición sedente, los desplazamientos que se presentes pueden ser:

- **Desplazamiento anterior:** se caracteriza porque más del 25% del peso corporal es transmitido a la superficie, debido a que el centro de gravedad (CG) se encuentra situado por delante de la tuberosidad isquiática.
- **Desplazamiento medio:** hace referencia a cuando aproximadamente el 25% del peso corporal es transmitido a la superficie, luego el centro de gravedad (CG) se posiciona sobre la tuberosidad isquiática.
- **Desplazamiento posterior:** se suscita cuando menos del 25% del peso corporal es transmitido a la superficie, es decir el centro de gravedad (CG) se encuentra por detrás de la tuberosidad isquiática.¹⁶

¹⁵ ALBURQUEQUE, F. *TEMA 9: Análisis del patrón de marcha fisiológico y patológico*. Recuperado de <http://www.fisiofundamental.com/guia/tema9.html>

¹⁶ CARO, J y DELGADO, J. (2014). *Diseño de la instrumentación de sensores y actuadores neumáticos aplicados a la determinación del centro de masa y distribución de fuerzas en cojines de uso hospitalario*. (Tesis de pregrado en ingeniería electrónica). Universidad Santo Tomás. Boyacá, Tunja.

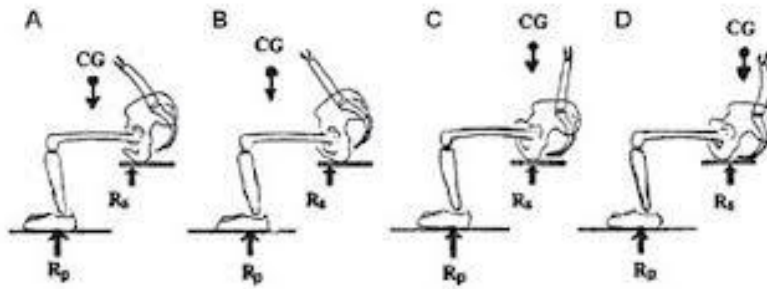


Figura 17. Desplazamiento (a) y (b) anterior, (c) medio y (d) posterior del centro de gravedad en posición sedente

Fuente: https://encrypted-tbn0.gstatic.com/images?q=tbn:ANd9GcQUnAYiHjZum_9FkDHBd-Dmo6B9qKNyQYFslwf5TxX4a8eu6FcW9g

4.6.4. Adición o sustracción de peso

- **Substracción de peso:** cuando a un individuo se le amputa una de las partes de su cuerpo, el centro de gravedad se traslada hacia arriba o hacia abajo dependiendo de la extremidad amputada, es decir, hacia donde se encuentra la mayor cantidad de masa. Por ejemplo; en caso de amputación de la extremidad inferior, el centro de gravedad se traslada hacia arriba.
- **Adición de peso:** cuando a un individuo se le incorpora un peso extra dentro de algunas de sus extremidades, el centro de gravedad también se trasladara hacia arriba o hacia abajo. Por ejemplo; si a una persona debe enyesarle la pierna, el centro de gravedad se trasladara hacia abajo es decir se suscitará el caso contrario de la substracción de peso. ¹⁷

¹⁷ Dr. Reda. Center of gravity. Recuperado de <http://www.kau.edu.sa/Files/0052891/Subjects/CENTER-4.DOC>.

4.7. SENSORES

“Un sensor es un dispositivo que proporciona una salida utilizable en respuesta a una medida específica” (Patranabi, 2004, p.1). En cuanto a la naturaleza de la magnitud física a detectar, existe una gran variedad de sensores en la industria, en la tabla 3 se encuentra en resumen los sensores más frecuentes utilizados en los automatismos industriales.

Tabla 3. Sensores utilizados en automatismos industriales

MAGNITUD DETECTADA	TRANSDUCTOR	CARACTERÍSTICAS
Posición lineal o angular	Potenciómetro	Digital
	Encoders	Analógico
	Sincro y Resolver	Analógico
Pequeños desplazamientos o deformaciones	Transformador Diferencial	Analógico
	Galga Extensométrica	Analógico
Velocidad Lineal o Angular	Dinamo tacométrica	Analógico
	Encoders	Digitales
	Detector inductivo u óptico	Digitales
Aceleración	Acelerómetro	Analógico
	Sensor de Velocidad	Digital
Fuerza y par	Medición indirecta (galgas o trafos diferenciales)	Analógicos
Presión	Membrana (Detector de desplazamiento)	Analógicos
	Piezoresistivos	Analógicos
Caudal	De turbina	Analógico
	Magnético	Analógico
Temperatura	Termopar	Analógico
	Resistencia PT100	Analógico
	Resistencia NTC	Analógico
	Bimetálicos	Todo-nada
	Inductivos	Analógicos
Sensores De presencia o proximidad	Capacitivos	Todo-nada
	Ópticos	Analógicos
	Ultrasónicos	Analógicos

Fuente: Balcells J, Romeral J. (1997). *Autómatas Programables*. España: Marcombo.

Lo que quiere decir que en general, los principios físicos en los que suelen estar basados los elementos sensores son los siguientes: cambios de resistividad, electromagnetismo (inducción electromagnética), piezoelectricidad, efecto fotovoltaico y termoelectricidad.

Un sensor ideal sería aquel en que la relación magnitud de salida y la variable de entrada, fuese puramente proporcional y de respuesta instantánea e idéntica para todos los elementos de un mismo tipo. Sin embargo, la respuesta real de los sensores nunca es del todo lineal, tiene un campo limitado de validez, suele estar afectada por perturbaciones del entorno exterior y tiene un cierto retardo a la respuesta. Todo ello hace que la relación salida/entrada deba expresarse por una curva para sensores o transductores de un mismo tipo y modelo.

Para definir el comportamiento real de los sensores, se suelen comparar con un modelo ideal de comportamiento, lo cual define unas características que ponen de manifiesto las desviaciones respecto a dicho modelo. Dichas características pueden agruparse en dos grandes bloques (Tabla 4)

- Características estáticas, que describen la actuación del sensor en régimen permanente o con cambios muy lentos de la variable a medir.
- Características dinámicas, que describen la actuación del sensor en régimen transitorio, a base de dar respuesta temporal ante estímulos estándar e indicar las constantes de tiempo relevantes.¹⁸

Tabla 4. Características Sensores

Características Estáticas	Campo de medida
	Resolución
	Precisión
	Repetibilidad
	Linealidad
	Sensibilidad
	Ruido
	Histéresis
Características Dinámicas	Velocidad de Respuesta
	Respuesta Frecuencial
	Estabilidad

Fuente: Castro A. Mendoza L.

¹⁸Balcells J, Romeral J. (1997). *Autómatas Programables*. España: Marcombo.

4.7.1. SENSOR DE PRESIÓN DIFERENCIAL

La presión es una fuerza que se ejerce sobre un área determinada, y se mide en unidades de fuerzas por unidades de área. Esta fuerza se puede aplicar a un punto en una superficie o distribuirse sobre esta. Para medir la presión se utilizan sensores que están dotados de un elemento sensible a la presión y que emiten una señal eléctrica al variar la presión o que provocan operaciones de conmutación si esta supera un determinado valor límite.

Es importante tener en cuenta la presión que se mide, ya que pueden distinguirse los siguientes tipos:

- Presión absoluta.
- Presión diferencial.
- Sobrepresión.¹⁹

La presión diferencial se define como la diferencia de las medidas de la presión entre dos puntos en un sistema. Esta medida es importante en aplicaciones que tienen la funcionalidad de la presión, tales como la instrumentación meteorológica, los aviones y los automóviles. (Gonzales J, Gil J. *Universidad de Cádiz*, Apuntes de transductores.p.3)

4.7.1.1. SENSOR MPX5010DP

Es un sensor integrado de presión fabricado en silicio. Tiene una señal On-Chip es decir de activación, acondicionada con una compensación en temperatura y calibrado. El transductor piezoresistivo MPX5010DP es un sensor de presión de silicio monolítico diseñado para una amplia gama de aplicaciones, pero en particular las que emplean un microcontrolador o microprocesador con entradas de conversión A/D Este transductor combina técnicas de micromecanizado avanzado, metalización de película fina, y el

¹⁹Gonzales J, Gil J. *Universidad de Cádiz*, Apuntes de transductores.p.3

procesamiento bipolar para proporcionar una precisión y alto nivel de la señal de salida analógica que es proporcional a la presión aplicada.

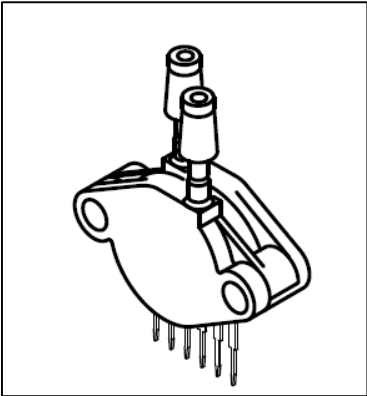


Figura 18. Sensor de Presión MPX5010DP

Fuente: MOTOROLA. Integrated silicon pressure sensor On-Chip signal conditioned temperature compensated and calibrated. MPX5010SERIES. P 1-2.

Tabla 5. Definición de pines sensor MPX5010DP

Número de Pines*			
1	V _{out}	4	N/C
2	Gnd	5	N/C
3	V _s	6	N/C

Fuente: MOTOROLA. Integrated silicon pressure sensor On-Chip signal conditioned temperature compensated and calibrated. MPX5010SERIES. P 1-2. *Los pines 4, 5 y 6 poseen una conexión interna, por lo que para conexión externa no aplican (no se pueden conectar a circuitos o tierra externos). El pin 1 se observa por la muesca.

4.7.1.2. CARACTERÍSTICAS

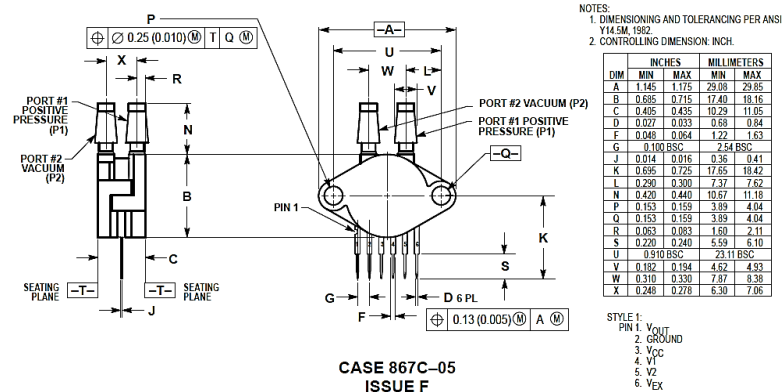


Figura 19. Parámetros de diseño sensor de presión diferencial

Fuente: MOTOROLA. Integrated silicon pressure sensor On-Chip signal conditioned temperature compensated and calibrated. MPX5010SERIES. P 1-2.

Las características de funcionamiento de los sensores de presión serie MPX5010 se realizan bajo la trazabilidad de proceso realizado por MOTOROLA.

- 5.0% Error Máximo por encima de 0°C a 85°C.
- Ideal para microprocesadores o microcontroladores basados en Sistemas.
- Temperatura de compensación -40°C a +125°C
- Voltaje de alimentación 5 Vdc (Ideal), Voltaje mínimo de alimentación: 4,75 Vdc, Voltaje máximo de alimentación: 5,25 Vdc.
- Suministro de corriente (7,0 a 10) mA.
- Rango de presión: (0 a 10) kPa.
- Sensibilidad (V/P): 450 mV/kPa.
- Tiempo de respuesta 1 ms.

Tabla 6. Parámetros de funcionamiento sensor de presión diferencial MPX5010DP

Parámetros	Símbolo	Valor	Unidad
Presión Máxima(P1>P2)	P _{max}	75	kPa
Presión de Ruptura*	P _{burst}	100	kPa
Almacenamiento de Temperatura	T _{stg}	-40 a +125	°C
Temperatura de Operación	T _A	-40 a +125	°C

Fuente: MOTOROLA. Integrated silicon pressure sensor On-Chip signal conditioned temperature compensated and calibrated. MPX5010SERIES. P 1-2.

*La ruptura más allá de los límites especificados puede causar daño permanente o degradación en el dispositivo.

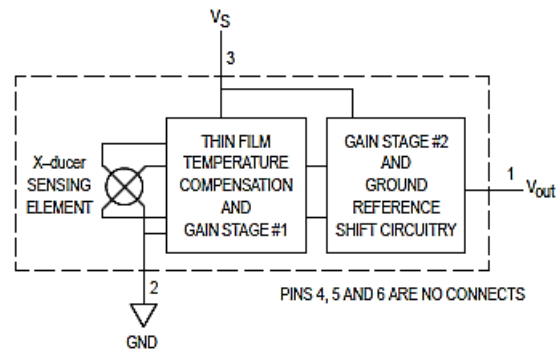


Figura 20. Esquema Integral Sensor de Presión MPX5010DP

Fuente: MOTOROLA. Integrated silicon pressure sensor On-Chip signal conditioned temperature compensated and calibrated. MPX5010SERIES. P 1-2.

Bajo cada uno de los parámetros y características descritos anteriormente, se presenta la curva característica o de comportamiento la cual expone la respuesta del sensor MPX5010DP versus la presión diferencial adquirida por el dispositivo. (Figura 20).

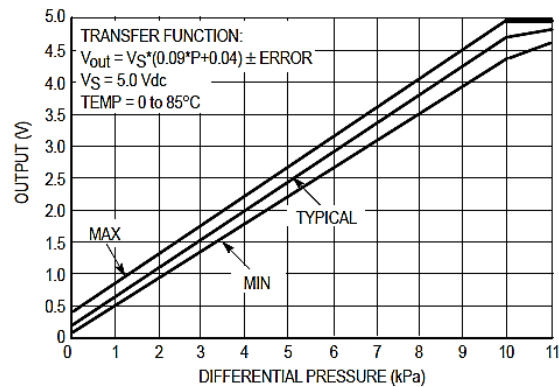


Figura 21. Curva Característica de comportamiento sensor MPX5010DP

Fuente: MOTOROLA. Integrated silicon pressure sensor On-Chip signal conditioned temperature compensated and calibrated. MPX5010SERIES. P 1-2.

4.8. ACTUADORES NEUMÁTICOS

Los actuadores neumáticos suelen ser implementados principalmente en aplicaciones industriales debido a su flexibilidad y ritmo de producción, ya que permiten ejercer un

control continuo de una magnitud como lo es el posicionamiento de cargas o el control de movimiento.

Por tanto, los actuadores neumáticos suelen ser conocidos como la parte receptora de un sistema neumático cuya función es transformar la energía potencial latente del aire comprimido en trabajo mecánico, es decir proporciona potencia y movimiento a sistemas automatizados, máquinas y procesos para su accionamiento.²⁰

Dependiendo de la forma en la cual entregan el trabajo mecánico, se pueden clasificar en:

- Cilindros Neumáticos
- Motores Neumáticos

4.8.1. CILINDROS NEUMÁTICOS

Los cilindros neumáticos se caracterizan por representar los actuadores más comunes, por lo que dependiendo del tipo de construcción y diseño que presentan pueden ser:

- **Cilindros de simple efecto:** Se caracteriza por que a partir de una entrada de aire es capaz de producir un trabajo en un solo sentido como resultado del empuje ejercido por el aire a presión, dicho accionamiento puede ser realizado a partir de resortes internos o algún otro medio.²¹ A continuación se muestra algunos de estos cilindros:



(a)



(b)



(c)



(d)

²⁰ MILLÁN, S. (1998). *Automatización Neumática y Electro neumática*. (1ª ed.) Madrid: Editorial Marcombo, S.A. p. 105

²¹ ESCALERA, M y RODRÍGUEZ, A. Actuadores Neumáticos: 5ºIngeniería Industrial, p. 2-3. Recuperado de <http://www.uhu.es/rafael.sanchez/ingenieriamaquinas/carpetaapuntes.htm/Trabajos%20IM%20200910/Manuel%20Jesus%20Escalera-Antonio%20Rodriguez-Actuadores%20Neumaticos.pdf>

Figura 22 Cilindro simple efecto (a) tradicional, (b) guiado y camisa plana, (c) compacto y (d) micro

Fuente: <http://es.slideshare.net/guionbajho/actuadores-neumaticos>

- **Cilindros de doble efecto:** A diferencia del cilindro de simple efecto se caracteriza por poseer dos caras de aire, de ahí que sea posible el realizar tanto un trabajo de salida como de entrada. Dicho proceso es ocasionado por la diferencia de presión presente entre las cámaras, por ende cuando una de las cámaras recibe aire a presión, la otra estará comunicada con la atmósfera.²²

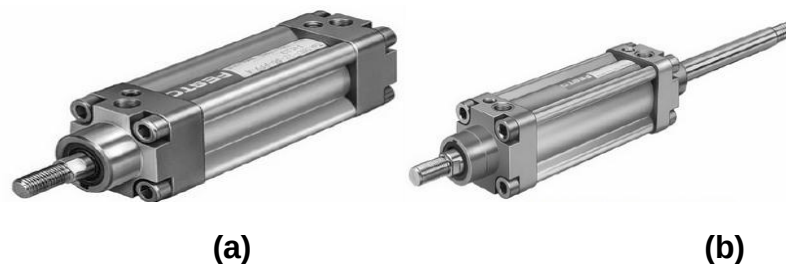


Figura 23. Cilindro doble efecto (a) convencional, (b) vástago

Fuente: <http://es.slideshare.net/guionbajho/actuadores-neumaticos>

4.8.2. MOTORES NEUMÁTICOS

Se caracterizan por permitir el movimiento de rotación del eje a partir de la presión del aire. Generalmente, es posible encontrar dos tipos de motores neumáticos: aletas rotativas y pistones axiales.

- **Motores de aletas rotativas:** hace referencia a aquellos motores que presentan un rotor incorporado excéntricamente en un cilindro, con paleta longitudinales alojadas en ranuras a lo largo del rotor; el número de paletas depende de la fiabilidad y par de arranque que se necesite.

²² Ibid., p. 4-5.

- **Motores neumáticos de pistones:** presentan de 4 a 6 cilindros por lo que la potencia se desarrolla bajo la influencia de la presión encerrada en cada cilindro proporcionando un par de arranque elevado a bajas velocidades.²³

4.8.3. ELECTROVÁLVULAS

“Definidas como válvulas electromecánicas, son controladas por una corriente eléctrica a través de una bobina solenoide.” (EMN. Aplicaciones electromagnéticas de: <http://www.elementosmagneticos.com>). Son dispositivos que responden a pulsos eléctricos. Gracias a la corriente que circula a través del solenoide es posible abrir o cerrar la válvula controlando, de esta forma, el flujo de fluidos. Al circular corriente por solenoide genera un campo magnético que atrae el núcleo móvil y al finalizar el efecto del campo magnético, el núcleo vuelve a su posición, en la mayoría de los casos, por efecto de un resorte.

Las electroválvulas son más fáciles de controlar mediante programas de software. Es ideal para la automatización industrial.

Las electroválvulas se utilizan en gran número de sistemas y rubros industriales que manejan fluidos como el agua, el aire, el vapor, aceites livianos, gases neutros y otros. En particular, las electroválvulas suelen implementarse en lugares de difícil acceso ya que pueden ser accionadas por medio de acciones eléctricas. También son utilizadas en vacío o hasta en altas presiones y altas temperaturas.²⁴

Una electroválvula está compuesta por dos partes:

- a) Una cabeza magnética constituida principalmente por una bobina, tubo, culata, anillo de desfasado, resorte(s).

²³ (2004). MOTORES NEUMÁTICOS: Características Generales. Neumac, S.A. Recuperado de http://www.neumac.es/storage/pdf/113/MOTORES%20NEUMATICOS_FOLLETO%20GENERAL%20Rev0105.pdf

²⁴ DISTRITEC. ¿Qué es una electroválvula y para qué sirve?. Recuperado el: 2 febrero 2015 de: <http://www.distritec.com.ar/detalleNovedad.php?titulo=%BFQU%C9%20ES%20UNA%20ELECTROV%C1LVULA%20Y%20PARA%20QU%C9%20SIRVE?>

- b) Un cuerpo, con orificios de racordaje, obturados por clapet, membrana, pistón, etc. según el tipo de tecnología empleada. La apertura y el cierre de la electroválvula está unida a la posición del núcleo móvil que se desplaza bajo el efecto del campo magnético provocado por la puesta con tensión de la bobina.

4.8.4. VÁLVULAS ON-OFF

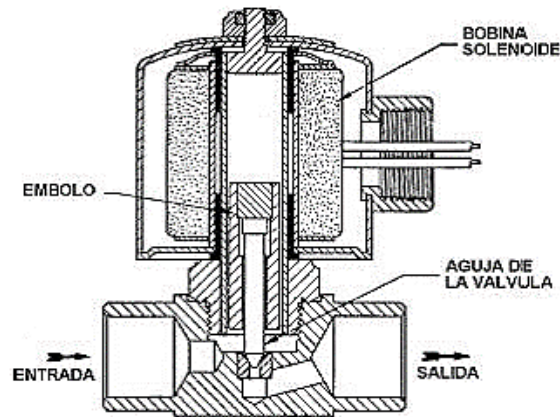


Figura 24. Representación gráfica de válvulas ON-OFF.

Fuente:

Malangón M. Velandia A. *Sistemas Dinámicos. Análisis teórico y práctico de una electroválvula ON-OFF.* Recuperado el 2 febrero 2015 de: <http://sistemasdinamicos2010ii.blogspot.com/2010/11/electrovalvulas-on-off-las-valvulas-de.html>.

Las válvulas de solenoide permiten un control ON – OFF mediante variaciones de corriente eléctrica en su bobina. Son utilizadas ampliamente en control de flujo en sistemas neumáticos.

En muchas aplicaciones es necesario controlar el paso de algún tipo de flujo, desde corriente eléctrica hasta gases o líquidos. Esta tarea es realizada por válvulas. En particular, las accionadas por solenoides permiten su implementación en lugares de difícil acceso y facilitan la automatización del proceso al ser accionadas eléctricamente.

En este tipo de válvulas, el émbolo móvil controla el flujo debido al efecto de la fuerza de origen magnético directamente. Se describen como válvulas de apertura rápida, por su tiempo y modo de respuesta (Figura 25).²⁵



Figura 25 Respuesta intrínseca de válvulas (Flujo Vs Apertura)

Fuente:

Malangón M. Velandia A. *Sistemas Dinámicos. Análisis teórico y práctico de una electroválvula ON-OFF*. Recuperado el 2 febrero 2015 de: <http://sistemasdinamicos2010ii.blogspot.com/2010/11/electrovalvulas-on-off-las-valvulas-de.html>

²⁵ Malangón M. Velandia A. *Sistemas Dinámicos. Análisis teórico y práctico de una electroválvula ON-OFF*. Recuperado el 2 febrero 2015 de: <http://sistemasdinamicos2010ii.blogspot.com/2010/11/electrovalvulas-on-off-las-valvulas-de.html>

5. DISEÑO METODOLÓGICO

5.1. Metodología

Dado el planteamiento del proyecto, así como la necesidad de entregar y mostrar resultados de calidad enfocados hacia la implementación de un cojín antiescaras con instrumentación electrónica y médica para personas en posición sedente, altamente desarrollado y respaldado por un trabajo disciplinado, consciente y responsable en la utilización de los recursos disponibles, se plantea la forma en cómo se desarrolla el proceso para llevar a cabo cada uno de los objetivos planteado y por ende dar respuesta a la formulación del problema.

Todas las actividades relacionadas con el desarrollo del proyecto, se realizan en la universidad Santo Tomás seccional Tunja en el laboratorio de investigación de la facultad de ingeniería electrónica, logrando desarrollar una metodología de aprendizaje donde se busca información en referencias bibliográfica e infografías de interés, además del constante acompañamiento de ingenieros concernientes a las áreas de estudio. Cabe agregar que dentro del proceso de investigación se designan espacios de conocimiento grupal y otros de forma individual para lograr una socialización posterior en las horas de trabajo estipuladas.

- **Etapas de Investigación:**

Dentro de este período se espera recopilar información que permita la identificación y caracterización de las generalidades del proyecto haciendo uso de referencias bibliográficas y revisión del estado de arte, con el fin de identificar las variables que interviene en el proceso.

- **Desarrollo y ejecución:**

Describe la etapa concerniente al estudio y adquisición del cojín antiescaras teniendo en cuenta material, tamaño y forma. Esto con el fin de dar paso a la selección del sensor de presión diferencial bajo cada uno de los requerimientos establecidos anteriormente

mencionados, lo cual llevara a la caracterización del mismo asegurando un porcentaje de confianza; para la realización de pruebas preliminares que permitan la inclusión y selección de los actuadores otorgando un correcto funcionamiento en el dispositivo. Estableciendo de esta manera un control de flujo de aire para finalizar con la elección e implementación de un sistema de comunicación para envío y recepción de datos con posible visualización.

- **Etapas de unificación:**

Posterior al trabajo realizado en cuanto a manipulación de sensores y actuadores, se otorga un proceso que describa la unificación de las etapas; esto con el fin de entregar un prototipo de cojín antiescaras que cumpla con las características, objetivo y finalidad del presente proyecto.

5.2. Hipótesis

Es posible diseñar un cojín antiescaras que cumpla con las condiciones necesarias para generar prevención en la creación de úlceras por presión que aquejan a una persona la cual, se encuentra en posición sedente por periodos de tiempo prolongados.

- **Hipótesis alterna:** mediante la instrumentación electrónica y médica, es posible el diseño y desarrollo de un cojín antiescaras que cumpla las condiciones primordiales para funcionamiento y prevención de la patología úlceras por presión.
- **Hipótesis nula:** debido a los requerimientos que son necesarios para cumplir con las características de un cojín antiescaras no es posible generar un diseño que actúe de manera automática para crear beneficio en las personas que presentan la patología y se encuentran en posición sedente.

6. RESULTADOS

6.1. DISEÑO Y ESTRUCTURA FÍSICA

6.1.1. Cojín Antiescaras

6.1.1.1. Selección y características del cojín antiescaras

El cojín antiescaras es un producto médico que busca proporcionar un grado óptimo de protección en la piel con el fin de evitar el daño del tejido localizado en la zona pélvica mediante la corrección de postura de la persona a partir de la definición del inflado del dispositivo por medio de la incorporación de aire en cada una de las celdas con base en aspectos como el peso y ancho de la cadera a partir del uso de una bomba manual.

Estas características hacen de esta herramienta un elemento idóneo al momento de escogerlo como instrumento principal en la elaboración del equipo. Por consiguiente, fue de vital importancia la selección del cojín teniendo en cuenta características como tamaño, forma, marca y material ya que su conformación y estructura física serán la base de ajuste para el paciente.

Hecho esta salvedad, el cojín antiescaras escogido pertenece a la empresa ROHO® a su serie de tecnología DRY FLOTATION® designada así por presentar un comportamiento similar al de las ondas de agua tras ser perturbadas por un cuerpo externo en su superficie; más específicamente a la referencia QUADTRO SELECT LOW PROFILE (Ver Figura 26) ya que dentro de su aplicabilidad están las personas que presenta un riesgo medio – alto de escaras y necesitan de soporte postural de nivel moderado.²⁶

²⁶ ROHO® DRY FLOTATION: Cojines para silla de ruedas. Manual de operación. ROHO, Inc., Illinois. Estados Unidos, 2009.



Figura 26. Cojín antiescaras ROHO QUADTRO SELECT LOW PROFILE

Fuente: Cojín Antiescaras, <http://www.ortopediaplus.com/es/cojines-de-aire/4697-cojin-antiescaras-roho-quattro-select-perfil-alto.html>

El cojín antiescaras QUADTRO SELECT LOW PROFILE, se caracteriza por presentar una dimensión total de (40x40) cm y de estar fabricado a partir de tres capas: (1) una parte superior de material neopreno que compone cada una de las 64 celdas en forma de cubeta de huevo; (2) una parte media plana de color naranja de material neopreno, encargada de interconectar los paneles principales del cojín; y (3) una parte inferior fabricada de poliéster resistente al fuego que permite garantizar un sellado idónea que evite el escape de aire y marque los caminos de flujo. Asimismo, aspectos técnicos y de funcionamientos designados en la Tabla 7

Tabla 7. Dimensiones y peso estándar del cojín antiescaras

COJÍN	ALTURA CELDA	PESO PROMEDIO	TEMPERATURA NOMINAL
QUADTRO SELECT LOW PROFILE	6.5 cm	1.1 kg	0 °C – 32°C

Fuente: ROHO® DRY FLOATATION: Cojines para silla de ruedas. Manual de operación. ROHO, Inc., Illinois. Estados Unidos, 2009.

Su conformación física hace que presente cuatro paneles principales cada uno compuesto por dieciséis (16) celdas en forma de cubeta de huevo, lo que permite que el flujo de aire sea homogéneo entre ellas pero no entre los paneles (Ver Figura 27) consiguiendo una adecuada posición de sedestación de forma progresiva y una superficie de asentamiento más estable.



Figura 27. Flujo de aire del cojín QUADTRO SELECT LOW PROFILE.

Fuente: Cojín Antiescaras, Información tomada de: <https://www.ortoweb.com/cojin-antiescaras-roho-quattro-select-perfil-alto>

En adición a lo anterior, otra de las razones por la que se seleccionó el cojín antiescaras de la empresa ROHO® es porque se fundamenta en cuatro principios:

- *Seis grados de libertad:* la configuración independiente de cada celda, además del material de fabricación le permite realizar movimientos como: girar, doblarse, retorcerse, moverse hacia arriba y abajo. Esta característica garantiza a adaptación al usuario.
- *Fuerzas de retorno constantes:* la conformación en paneles establecida mediante la unión de celdas permite una distribución homogénea del aire circulante al fin de que los puntos de contacto sean iguales.
- *Tensión superficial baja:* presenta una superficie de contacto que se ajusta a la zona pélvica de la persona, gracias a la flexibilidad y material de las celdas.

- *Baja fricción y cizallamiento:* la superficie lisa de las celdas del cojín, además del movimiento independiente de las mismas permite reducir la fricción generada por los movimientos que se producen a lo largo del día.²⁷

6.1.1.2. *Designación para la separación a partir de las zonas de presión*

Considerando que la distribución de fuerzas que se genera en la zona pélvica en los seres humanos depende del género (hombre o mujer) debido a las diferencias marcadas en la estructura fisiología que se enmarcan en relación a su funcionalidad, puesto que la pelvis masculina se encuentra adaptada para soportar una estructura física más pesada y musculatura más fuerte, mientras que la pelvis femenina presenta un arco cúbico amplio debido a su capacidad para tener hijos.²⁸ Por ende, a pesar de contar con cuatro paneles fundamentales fue necesario optimizar el sistema a partir de la cancelación de flujos de aire con el fin de incrementar la resolución del dispositivo y especificar las zonas de presión con base en la distribución no uniforme de la región pélvica. Por consiguiente, antes de realizar la separación definitiva de los caminos de aire en el cojín se realizó un análisis de las zonas de presión desde el punto de vista: *Teórico*, basado en la reglamentación y características de las escalas de Braden y Norton con sus correspondientes antecedentes; y *Práctico* mediante la incorporación de láminas de aluminio y el diseño de una matriz.

En el caso práctico, en primer lugar lo que se hizo fue disponer varias personas de los dos géneros sobre una lámina de aluminio totalmente plana ubicada sobre el cojín antiescaras tras ser inflado con una presión normal de 60 mmHg, permitiendo visualizar hundimientos en las prominencias óseo musculares de la cadera (Ve Figura 28) correspondientes a la zona sacra e isquial.

²⁷ The ROHO group, shape fitting technology ®. Cojines antiescaras. ROHO, Inc., Illinois. Estados Unidos, 2009. Recuperado de: <http://www.ortopediaalmirall.com/catalogos/croho.pdf> el 1 de noviembre de 2015.

²⁸ M. RODRIGUEZ., K. MENDOZA., K. FARIA., M. CHAMORRO. (2014). *Cintura Pélvica: Coaxiales y Sacro*. Universidad Laica Aloy Alfaro de Manabi. Facultad de Enfermería. p. 12.



Figura 28. Silueta obtenida para la zona sacra e isquial a partir de la incursión de láminas de aluminio
Fuente: Castro, A. Mendoza, L.

Esta característica permitió designar dieciséis regiones clasificadas desde aquellas que presenta una mayor a menor presión, por lo que es de esperar que la región de los abductores y aductores (músculos internos y externos de las piernas) presente una conformación menor de celdas debido a que la presión que se debe contrarrestar en esta sección no es tan significativa como aquella que se presenta en la parte coxal. En la Figura 29 es posible observar mediante la designación de colores las divisiones obtenidas siendo la zona de color azul oscura la parte frontal del cojín; esta designación corresponde también a la división de caminos realizada mediante el corte profundo de la superficie con el fin de separar las tres capas del cojín antiescaras. Del mismo modo, se asegura una lectura de presión independiente y un control específico a partir de la salida o entrada de aire según sea el caso.

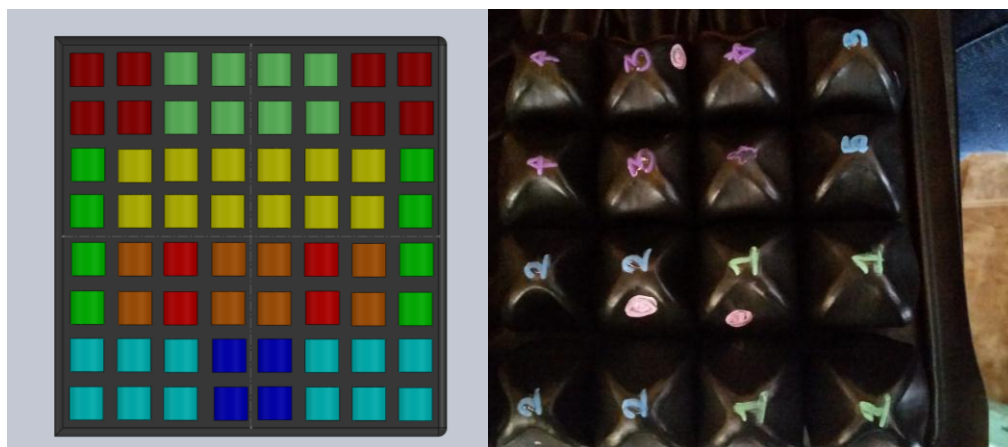


Figura 29. Designación de las dieciséis zonas presión para su posterior control.
Fuente: Castro, A. Mendoza, L.

Cabe resaltar que para evitar la interconexión del flujo de aire, no basta solo con realizar un corte profundo en el camino de la unión, sino que también es necesario efectuar un sellado y posteriormente la disposición de una lámina de caucho garantizando la suspensión de flujo de aire entre las secciones y el posible escape del mismo hacia el exterior. (Ver Figura 30.)



*Figura 30. Separación de las celdas del cojín antiescaras para la obtención de dieciséis zonas de presión.
Fuente: Castro, A. Mendoza, L.*

En segundo lugar se construye una matriz en madera de 2x8 (Ver Figura 31), la cual presenta en sus divisiones un orificio mediante el cual es posible incorporar un tornillo de superficie plana que permite ser ajustado con el fin de bloquear parcialmente el canal de aire. Esta configuración facilitó comparar el nivel de presión de las celdas correspondientes a cada sección en parejas al considerar las posibles combinaciones existentes, dicho proceso tuvo como finalidad definir la ubicación tanto del sensor como de los actuadores.



Figura 31. Matriz de 2x8 diseñada para la interrupción parcial de los canales de aire.

Fuente: Castro, A. Mendoza, L.

6.1.1.3. Disposición de los sensores y actuadores

A causa que el cojín antiescaras tiene como naturalidad garantizar la distribución homogénea entre las celdas, es normal el haber encontrado que las variaciones entre celdas de la misma región presentaban variaciones mínimas. Luego, la ubicación del sensor no representa un aspecto significativo en cuanto a la lectura de los datos puesto que al ser dispuesto en cualquiera de ellos se garantiza que el valor de presión obtenido es el mismo que si se midiera desde cualquiera de las otras celdas, por ende la localización de los sensores y actuadores se registrarán más por un aspecto estético (Ver Figura 32).

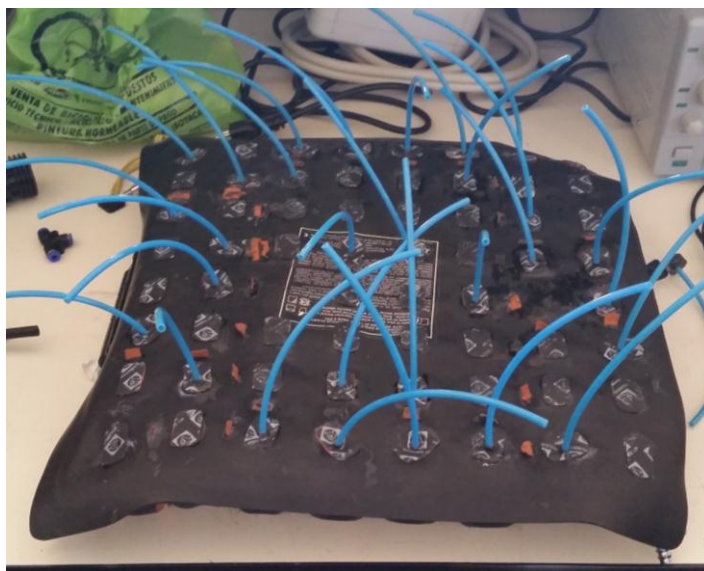


Figura 32. Disposición de las mangueras según las zonas de presión establecidas para la distribución de los sensores y actuadores.

Fuente: Castro, A. Mendoza, L.

Una de las razones de peso para situar los sensores y actuadores en la parte inferior fue que el dispositivo es un elemento en el cual las personas deberán sentarse, por ende el disponer cualquier elemento externo debía permitir no perturbar esa característica de comodidad ya que el paciente debe permanecer sentado sobre él durante un tiempo prolongado. De igual modo, la silla empleada si bien es de plástico se compone de orificios en su asiento brindando la posibilidad de atravesar la manguera a través de ella, esta configuración evita la generación de realces inesperados que dañen la estructura convencional del cojín antiescaras.

Desde otro punto de vista, esta disposición reduce espacio en lo referente a la colocación de las PCB's y demás dispositivos electrónicos como lo son las electroválvulas y el compresor, por ende fue necesario crear una estructura (Ver Figura 33) en donde se pudiesen alojar estos componentes sin incurrir en alguna afectación de incomodidad al paciente y al cuerpo médico o personal a cargo de su manejo. La estructura se compone de dos plantas: la primera aloja las electroválvulas y la segunda las 33 PCB'S correspondientes 16 a los sensores y 16 al control de los actuadores.



Figura 33. Estructura física implementada para la disposición de los sensores y actuadores del dispositivo.

Fuente: Castro, A. Mendoza, L.

6.1.2. Sensor de Presión

6.1.2.1. Selección y Características Principales

Para la descripción sensorial, se parte del uso de sensores de presión, los cuales cumplen con las características primordiales del sistema en cuanto a temperatura, rango de presión, comportamiento (linealidad), sensibilidad y tiempo de respuesta; bajo la etapa de investigación se radica que la primera etapa del proyecto propone el uso de sensores de presión diferencial con el fin de otorgar grados de comparación entre celdas bajo la familia MPX y referencia 5010DP.

Para la familia de sensores Freescale Motorola, se encuentran características desde su referencia, las tres primeras letras (MPX) especifican Measure Presion XData, la parte numérica: dos de los primeros números a su existencia y los dos siguientes al rango máximo de presión en kPa, seguido de las letras que establecen el tipo de presión: diferencial, absoluta o patrón.

Estos sensores de presión, se encuentran integrados y fabricados en silicio monolítico, sin importar su referencia, presentan una señal On-Chip es decir de activación, acondicionada con una compensación en temperatura y calibrado, presentan una señal de salida analógica de tensión y combinan técnicas de micromecanizado avanzado, metalización de película fina, y el procesamiento bipolar para proporcionar una precisión y alto nivel de la señal de salida analógica que es proporcional a la presión aplicada, otorgando un comportamiento casi lineal.

6.1.2.2. Parametrización Sensor MPX5010DP

Para el uso de este tipo de sensores, como condición inicial deben existir cantidad de zonas pares, con el fin de poder realizar la diferencia con las celdas continuas, para ello se plantea un proceso de parametrización donde se definen los siguientes elementos:

Tabla 8. Características proceso de parametrización sensor MPX5010DP

Características Proceso de Parametrización sensor MPX5010DP	
Mensurando	Voltaje
Patrón	Fluke

Fuente: Castro, A. Mendoza, L.

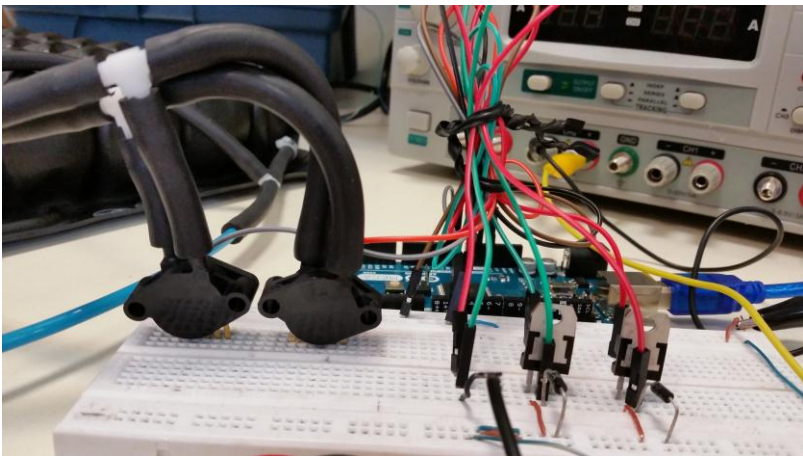


Figura 34. Toma de datos parametrización sensor MPX5010DP

Fuente: Castro, A. Mendoza, L.

Con las características expuestas en la tabla 8, se describe un tipo de parametrización indirecta, donde la variable de importancia (presión) es traducida a valores en tensión.

Con el fin de establecer una correcta toma de datos, se divide la escala en los porcentajes necesarios con un rango inicial de (0 a 80) mmHg.

Tabla 9. Parametrización sensor MPX5010DP

T1		T2		V1	V2	V3	V4
(mmHg)	(kPa)	(mmHg)	(kPa)	(V)	(V)	(V)	(V)
0	0	0	0	0.156	0.1482	0.1481	0.1483
16	2.13315824	0	0	0.9753	1.0478	0.935	1.021
32	4.26631648	0	0	1.9244	2.051	1.8492	1.9076
48	6.39947472	0	0	2.8427	2.967	2.739	2.7467
64	8.53263296	0	0	3.804	3.867	3.6483	3.6469
80	10.6657912	0	0	4.364	4.4052	4.1004	4.065

V5	V6	V7	V8	V9	V10	VT
(V)	(V)	(V)	(V)	(V)	(V)	(V)
0.1487	0.1461	0.1455	0.1466	0.1438	0.1436	0.14749
0.9527	1.0163	1.9975	0.9347	0.9776	0.9936	1.08515
1.8386	1.9498	1.9095	1.8275	1.8009	1.7818	1.88403
2.7026	2.7003	2.8237	2.7511	2.7341	2.6824	2.76896
3.5909	3.5637	3.7064	3.6614	3.7194	3.6347	3.68427
3.9981	4.0967	4.2962	4.254	4.5367	4.3551	4.24714

Fuente: Castro, A. Mendoza, L.

Con los datos obtenidos en la apreciación de un procedimiento de escala ascendente y descendente, y tiempos prudentes de espera, se realiza la gráfica de comportamiento del dispositivo al igual que se obtiene la ecuación característica, donde es necesario tener en cuenta que la conexión y características de sensor no permiten que las entradas de presión cambien, es decir se debe cumplir la norma que $P1 > P2$.

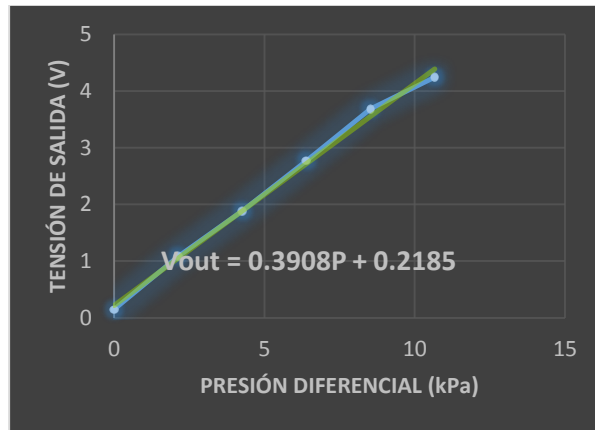


Figura 35. Gráfica de Comportamiento sensor MPX5010DP

Fuente: Castro, A. Mendoza, L.

Para el valor de voltaje en alimentación, se suplen 5 VDC con el fin de encontrar una correspondencia en cuanto

Tabla 10. Ecuación característica sensor MPX5010DP

ECUACIÓN DATASHEET	$V_{out} = V_S(0.09 \cdot P + 0.04) \pm \text{ERROR}$
ECUACIÓN OBTENIDA	$V_{out} = (0.3908P + 0.21) \pm \text{ERROR}$

X		Y	
DATASHEET	OBTENIDO	DATASHEET	OBTENIDO
0.45	0.3908	0.2	0.2185
ERROR	0.0592	ERROR	0.0185
% ERROR	5.92	% ERROR	1.85

Fuente: Castro, A. Mendoza, L.

De acuerdo a la parametrización desarrollada, es posible apreciar que el rango de presión no es ajustable al resultado de la diferencia efectuada, lo que quiere decir que el (0 a 10) kPa = (0 a 80) mmHg corresponden al valor de presión tanto positiva como negativa de entrada al correspondiente sensor, radicando el principal motivo de cambio en el sensor, debido a que la formación de úlceras por presión se establecen desde los 60 mmHg hasta 200 mmHg. De igual manera, la caracterización de presión diferencial, como su nombre lo indica realiza una operación matemática, esta operación efectuada a rangos máximos o rangos mínimos tiene la posibilidad de dar una solución nula, que

para la aplicación en el cojín antiescaras no sería óptima, ya que llega un momento de ruptura de la información donde no se diferencian presiones altas o bajas, lo cual implica una cancelación de los datos tomados. Luego de las características descritas anteriormente, se hace necesario un cambio de referencia en el sensor con la finalidad de cumplir de manera óptima el funcionamiento del sistema planteado en el objetivo del presente proyecto de investigación y desarrollo.

6.1.2.3. Parametrización Sensor MPX2050GP

Debido a las condiciones de rangos en presión al igual que las características para detallar el control sobre cada una de las zonas, es necesario elegir otro sensor, por los antecedentes en cuanto a las demás variables de evaluación, se rige de nuevo bajo la familia Freescale de Motorola (Tabla 10), para ello se selecciona un rango apto que se dirige a los 50 kPa equivalente a 375 mmHg (Ec. 1) lo cual permite evaluar el rango establecido para cada uno de los niveles demarcados según la escala de Braden.

$$kPa = 7.5006 \text{ mmHg} \text{ Ec. 1}$$

$$50 \text{ kPa} = x$$

$$x = \frac{50 \text{ kPa} (0.1333 \text{ mmHg})}{1 \text{ kPa}} = 375.015 \text{ mmHg}$$

Tabla 11. Sensores de presión familia MPX Freescale

Símbolo	Modo de act.	Campo de medición	Tens. alim.
MPX53DP	diferencial	0...50kPa	3...6
MPX53GP	patrón	0...50kPa	3...6
MPX2010DP	diferencial	0...10kPa	10...16
MPX2010GP	patrón	0...10kPa	10...16
MPX2050DP	diferencial	0...50kPa	10...16
MPX2050GP	patrón	0...50kPa	10...16
MPX2053DP	diferencial	0...50kPa	10...16
MPX2053GP	patrón	0...50kPa	10...16
MPX2100AP	absoluto	0...100kPa	10...16
MPX2100DP	diferencial	0...100kPa	10...16
MPX2200AP	absoluto	0...200kPa	10...16
MPX2200DP	diferencial	0...200kPa	10...16
MPXV4006G6U	patrón	0...6kPa	4,75...5,25
MPXV4006GC6U	patrón	0...6kPa	4,75...5,25
MPX4115A	absoluto	15...115kPa	4,75...5,25
MPX4250A	absoluto	20...250kPa	4,75...5,25
MPX4250AP	absoluto	20...250kPa	4,75...5,25
MPX4250DP	diferencial	0...250kPa	4,75...5,25
MPXV2010DP	diferencial	0...10kPa	10...16
MPXV5004G6U	patrón	0...3,92kPa	4,75...5,25
MPXV5004GC6U	patrón	0...3,92kPa	4,75...5,25
MPXV5004DP	diferencial	0...3,92kPa	4,75...5,25
MPX5010DP	diferencial	0...10kPa	4,75...5,25
MPXV5010GC6U	patrón	0...10kPa	4,75...5,25
MPX5050D	diferencial	0...50kPa	4,75...5,25
MPX5050DP	diferencial	0...50kPa	4,75...5,25
MPX5100A	absoluto	15...115kPa	4,75...5,25
MPX5100AP	absoluto	15...115kPa	4,75...5,25
MPX5100DP	diferencial	0...100kPa	4,75...5,25
MPX5500DP	diferencial	0...500kPa	4,75...5,25
MPX5700DP	diferencial	0...700kPa	4,75...5,25
MPX5999D	diferencial	0...1000kPa	4,75...5,25
MPXA6115A6U	absoluto	15...115kPa	4,75...5,25
MPXA6115AC6U	absoluto	15...115kPa	4,75...5,25
MPXH6115A6U	absoluto	15...115kPa	4,75...5,25
MPXH6115AC6U	absoluto	15...115kPa	4,75...5,25
MPXA4115A6U	absoluto	15...115kPa	4,75...5,25

Fuente: Castro, A. Mendoza, L.

Luego de establecer el parámetro para rango en presión, es posible inferir que en la parte numérica de la referencia ésta debe terminar por el número cincuenta, bajo esta característica en la familia MPX se encuentran las referencias expuestas en la tabla 11.

Tabla 12. Sensores Familia MPX

Símbolo	Modo de act.	Campo de medición	Tens. alim.
MPX2050DP	diferencial	0...50kPa	10...16
MPX2050GP	patrón	0...50kPa	10...16
MPX2053DP	diferencial	0...50kPa	10...16
MPX2053GP	patrón	0...50kPa	10...16
MPX2100AP	absoluto	0...100kPa	10...16
MPX2100DP	diferencial	0...100kPa	10...16
MPX2200AP	absoluto	0...200kPa	10...16
MPX2200DP	diferencial	0...200kPa	10...16
MPX4250DP	diferencial	0...250kPa	4,75...5,25
MPXV2010DP	diferencial	0...10kPa	10...16
MPX5050D	diferencial	0...50kPa	4,75...5,25
MPX5050DP	diferencial	0...50kPa	4,75...5,25
MPX5100DP	diferencial	0...100kPa	4,75...5,25
MPX5500DP	diferencial	0...500kPa	4,75...5,25
MPX5700DP	diferencial	0...700kPa	4,75...5,25
MPX5999D	diferencial	0...1000kPa	4,75...5,25

Fuente: Castro, A. Mendoza, L.

Luego de resumir las características para el sensor en cuanto al rango de presión, se establece que las condiciones de tipo de presión en este caso deben ser patrón, es decir, existe un valor predeterminado de acuerdo al rango y luego sobre el mismo es posible tomar datos para ser comparados. Con estas características en la familia MPX se han encontrado las referencias expuestas en la tabla 12.

Tabla 13. Selección Sensores MPX

Símbolo	Modo de act.	Campo de medición	Tens. alim.
MPX2050GP	patrón	0...50kPa	10...16
MPX2053GP	patrón	0...50kPa	10...16

Fuente: Castro, A. Mendoza, L.

6.1.2.3.1. Parametrización Sensor MPX2050GP

Frente a las referencias expuestas, se hace uso del sensor MPX2050GP para el cual se realiza una parametrización dispuesta a los rangos establecidos que, de acuerdo a las condiciones radica la existencia de porcentajes en cuanto a su escala de funcionamiento.

El procedimiento a seguir, permite obtener la ecuación de comportamiento para el sensor; para ello es necesario llevar el dispositivo a una temperatura de trabajo establecida a 16°C, los porcentajes descritos equivalen al (0, 20, 40, 60, 80 y 100) % que corresponde a la escala establecida para la generación de úlceras por presión en el rango de (0 a 220) mmHg o (0 a 30) kPa. Los datos elegidos se encuentran en la tabla 13, donde se tiene en cuenta el factor de conversión:

$$1 \text{ kPa (Kilopascal)} = 7.50061683 \text{ Torr (mmHg) Ec.2}$$

Tabla 14. Porcentajes establecidos y valores correspondientes en mmHg y kPa para la parametrización del sensor MPX2050GP

PORCENTAJE	T1	
	(mmHg)	(kPa)
0	0	0
20	44	5.86618516
40	88	11.7323703
60	132	17.5985555
80	176	23.4647406
100	220	29.3309258

Fuente: Castro, A. Mendoza, L.

Para la toma de datos, se hace uso del manómetro análogo procedente de un esfigmomanómetro para establecer los valores en presión pero al ser una medición indirecta, se hace uso de fluke como elemento patrón. La parametrización inicia con una escala ascendente (rango) donde entre cada uno de los datos tomados existe un tiempo prudencial de 2 min lo cual permite establecer una mayor precisión en el valor generado, que luego de alcanzar el valor máximo toma un tiempo prudencial mayor de 5 min para iniciar la toma de datos en escala descendente realizando las mismas funciones llevadas

a cabo en la toma ascendente; dicho procedimiento se realiza quince veces lo cual permite determinar el error de histéresis que posee cualquier dispositivo electrónico. A continuación en la tabla 14 se generan los datos tomados en la respectiva parametrización.

Tabla 15. Toma de datos para Parametrización sensor MPX2050GP

V1	V2	V3	V4	V5	V6	V7
(mV)	(mV)	(mV)	(mV)	(mV)	(mV)	(mV)
0.142	0.094	0.103	0.026	0.045	0.051	0.061
5.222	5.273	5.252	5.34	5.185	5.281	5.039
10.607	10.474	10.54	10.414	10.363	10.55	10.5
15.591	16.095	15.742	15.931	15.875	15.899	15.569
20.43	20.903	20.756	20.403	20.849	20.862	21.037
25.979	25.655	25.895	26.084	25.928	26.27	26.378

V8	V9	V10	V11	V12	V13	V14	V15
(mV)	(mV)	(mV)	(mV)	(mV)	(mV)	(mV)	(mV)
0.031	0.077	0.017	0.019	0.016	0.036	0.007	0.005
5.274	5.183	5.185	5.082	5.327	5.147	5.156	5.251
10.586	10.427	10.535	10.339	10.563	10.483	10.49	10.607
16.132	15.736	16.022	15.81	15.868	16.017	16.066	15.77
21.009	20.959	21.012	20.969	21.056	20.964	20.855	20.965
26.399	26.438	26.266	26.241	26.397	26.341	26.201	26.276

Fuente: Castro, A. Mendoza, L.

Con los valores obtenidos, se realiza un promedio, los valores obtenidos en el mismo (Tabla 15) son los que permiten la realización de la gráfica de comportamiento, que al ser comparada con la generada en la hoja técnica arroja la ecuación que describe el comportamiento de acuerdo a la linealidad.

Tabla 16. Valores promedio establecidos en el proceso de parametrización y grafica de comportamiento

VT
(mV)
0.049
5.213
10.499
15.875
20.869
26.183

Fuente: Castro, A. Mendoza, L.

La comparación establecida radica en los datos de la hoja técnica y los datos obtenidos como se muestra a continuación:

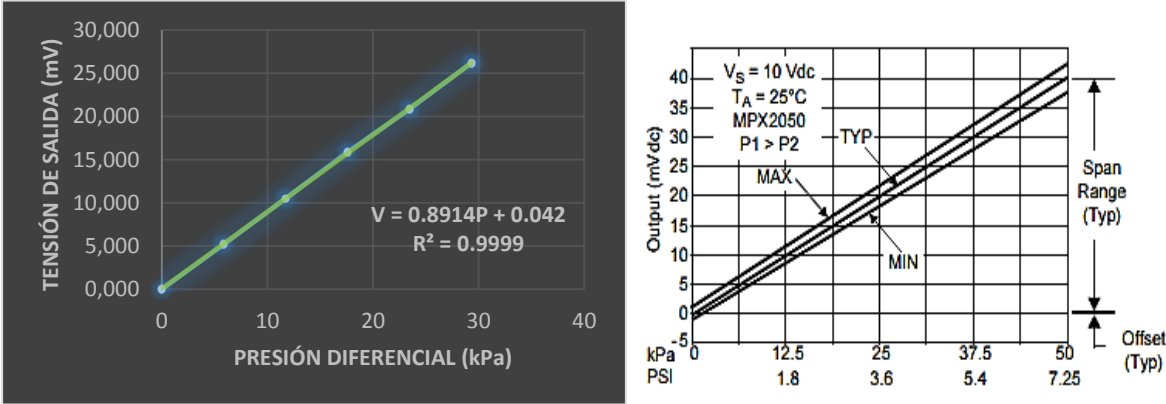


Figura 36. Grafica de comportamiento sensor MPX2050GP

Fuente: Castro, A. Mendoza, L.

Tabla 17. Comparación de datos obtenidos y hoja técnica sensor MPX2050GP

X		Y	
DATASHEET	OBTENIDO	DATASHEET	OBTENIDO
0.8	0.8914	0	0.042
ERROR	0.0914	ERROR	0.042
% ERROR	9.14	% ERROR	4.2

Fuente: Castro, A. Mendoza, L.

A partir de ello es posible caracterizar el comportamiento del sensor con la ecuación expuesta en la tabla 17.

Tabla 18. Ecuaciones de comportamiento sensor MPX2050GP

ECUACIÓN DATASHEET
$V_{out} = (0.8 * P) \pm \text{ERROR}$
EUACIÓN OBTENIDA
$V_{out} = (0.8914 * P + 0.042) \pm \text{ERROR}$

Fuente: Castro, A. Mendoza, L.

6.1.2.3.2. Acondicionamiento Sensor

Debido a las características para el funcionamiento del sensor donde es necesaria una conexión diferencial en sus pines: dos y cuatro, positivo y negativo respectivamente, además que los valores generados se encuentran en el rango de los mili voltios, es necesario realizar un acondicionamiento de la señal analógica de salida al igual que la integración de los pines diferenciales. Para ello se plantea un circuito conformado por el amplificador diferencial LM324.

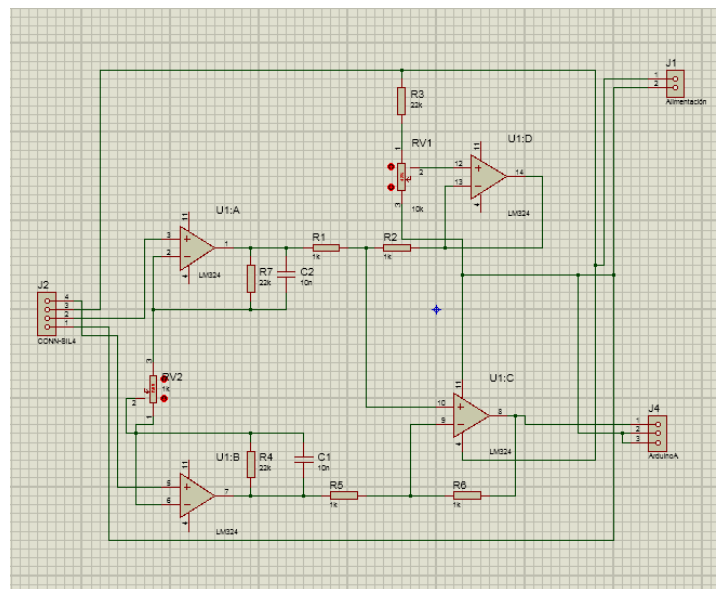


Figura 37. Circuito de acondicionamiento sensor MPX2050GP

Fuente: Castro, A. Mendoza, L.

El circuito de la figura 29 está conformado por cuatro amplificadores diferenciales donde los dos primeros se encargan de recibir la señal entre los terminales positivo y negativo

provenientes del sensor (pin 2 y 4 respectivamente) y los dos siguientes amplifican la señal y luego la estabilizan mediante un seguidor de línea, para luego otorgar una salida única que se dispone a la entrada analógica del Arduino Mega 2560. Los valores de salida entonces dependen del valor en tensión generado por el valor de RV1 (divisor de tensión a la entrada del amplificador) y el valor resistivo establecido por RV2. Para lo cual se ajusta una salida deseada de 1 V y valores resistivos de 0,93 k Ω para RV2 y 7,23 k Ω para RV1.

Con ello es necesario realizar una segunda parametrización, debido a que con el acondicionamiento generado cambian los valores de salida de acuerdo a un valor de amplificación, al ser el valor final para la ecuación de comportamiento que es utilizada en el sistema de control para el cojín antiescaras, se hace uso de dos patrones: el fluke y la conversión en la tarjeta de desarrollo (Arduino Mega 2560).

Bajo las mismas características de parametrización planteadas en la primera de ellas (etapa de salidas sin acondicionamiento) se obtienen los datos generados en la tabla 18.



Figura 38. Procedimiento físico de parametrización sensor MPX2050GP

Fuente: Castro, A. Mendoza, L.

Tabla 19. Datos obtenidos en parametrización con fluke como patrón

PORCENTAJE	T1		V1	V2	V3	V4	V5	V6
(%)	(mmHg)	(kPa)	(V)	(V)	(V)	(V)	(V)	(V)
0	0	0	0.9219	0.9162	0.9184	0.9181	0.9207	0.9192
20	44	5.86618516	1.124	1.1273	1.1298	1.128	1.12	1.1242
40	88	11.7323703	1.3454	1.3486	1.3455	1.3446	1.3478	1.3484
60	132	17.5985555	1.5692	1.5712	1.5613	1.5686	1.5614	1.5643
80	176	23.4647406	1.7849	1.788	1.7886	1.7805	1.7856	1.7753
100	220	29.3309258	2.0136	1.99	2.01	2.0103	2.0078	2

V7	V8	V9	V10	V11	V12	V13	V14	V15
(V)	(V)	(V)	(V)	(V)	(V)	(V)	(V)	(V)
0.921	0.9119	0.9201	0.9014	0.9137	0.9195	0.9216	0.92	0.9196
1.1233	1.1286	1.1192	1.1351	1.1259	1.1314	1.1247	1.1337	1.1242
1.3502	1.3385	1.3436	1.3443	1.3431	1.342	1.3466	1.3487	1.3467
1.5552	1.5668	1.5633	1.5641	1.5634	1.5641	1.5579	1.5734	1.5634
1.7825	1.7839	1.7791	1.773	1.787	1.7785	1.7729	1.784	1.7805
2.007	2.016	2.0039	2.0013	1.9977	1.9941	2.0033	2.0306	2

Fuente: Castro, A. Mendoza, L.

Con los datos obtenidos en escala ascendente y descendente del rango establecido, se realiza la gráfica de comportamiento, luego de ser promediados, obteniendo una caracterización de linealidad que al comparar con la gráfica dada por la hoja técnica de datos (Tabla 19) establece los valores para la ecuación de comportamiento.

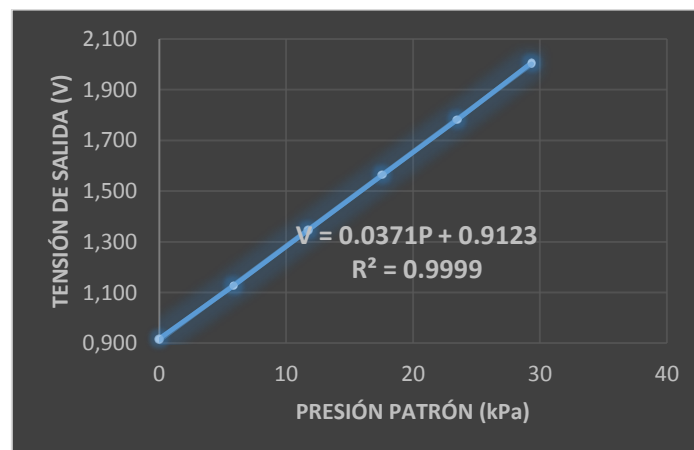


Figura 39. Gráfica comportamiento MPX2050GP con acondicionamiento

Fuente: Castro, A. Mendoza, L.

Tabla 20 Valores obtenidos bajo comparación con los dados por la hoja técnica

X		Y	
DATASHEET	OBTENIDO	DATASHEET	OBTENIDO
0.037558	0.0371	0.8	0.9123
ERROR	0.000458	ERROR	0.1123
% ERROR	0.0458	% ERROR	11.23
PORCENTAJE TEORICO PRÁCTICO			
Valor Teórico	1.02032218	Valor Practico	1.12993547
% de error	10.74300737		

Fuente: Castro, A. Mendoza, L.

Estableciendo la ecuación final respecto al patrón: fluke, en la tabla 20 en la primera fila se encuentra la ecuación respecto a la hoja técnica y en la segunda fila la generada a partir de la parametrización con el elemento mencionado.

Tabla 21 Ecuación de caracterización y comportamiento sensor MPX2050GP con fluke como patrón.

$$V_{out} = (0.037558 \cdot P + 0.8) \pm \text{ERROR}$$

$$V_{out} = (0.0371 \cdot P + 0.9123) \pm \text{ERROR}$$

Fuente: Castro, A. Mendoza, L.

Luego se realiza el mismo procedimiento con la conversión en el Arduino Mega 2560 esto con el fin de establecer datos más precisos y que sean conformes al elemento que va a procesar la información para generar entradas y salidas de aire por medio de los actuadores.

Tabla 22. Datos de parametrización con la conversión del Arduino Mega 2560 como patrón.

PORCENTAJE	T1		V1	V2	V3	V4	V5	V6
(%)	(mmHg)	(kPa)	(V)	(V)	(V)	(V)	(V)	(V)
0	0	0	0.91	0.91	0.91	0.91	0.91	0.91
20	44	5.86618516	1.11	1.11	1.12	1.12	1.11	1.11
40	88	11.7323703	1.33	1.34	1.33	1.34	1.34	1.34
60	132	17.5985555	1.56	1.56	1.56	1.57	1.55	1.56
80	176	23.4647406	1.78	1.79	1.78	1.77	1.78	1.77
100	220	29.3309258	2.01	2.19	2.01	2	2	2

V7	V8	V9	V10	V11	V12	V13	V14	V15	VT
(V)	(V)	(V)	(V)	(V)	(V)	(V)	(V)	(V)	(V)
0.92	0.9	0.91	0.89	0.91	0.91	0.91	0.91	0.91	0.909
1.12	1.12	1.11	1.13	1.12	1.12	1.12	1.13	1.12	1.118
1.34	1.33	1.34	1.34	1.33	1.33	1.34	1.34	1.34	1.337
1.55	1.56	1.55	1.55	1.55	1.56	1.55	1.57	1.56	1.557
1.77	1.78	1.77	1.76	1.78	1.77	1.77	1.78	1.77	1.775
1.99	1.99	2	1.99	1.99	1.99	2	2.01	1.99	2.011

Fuente: Castro, A. Mendoza, L.

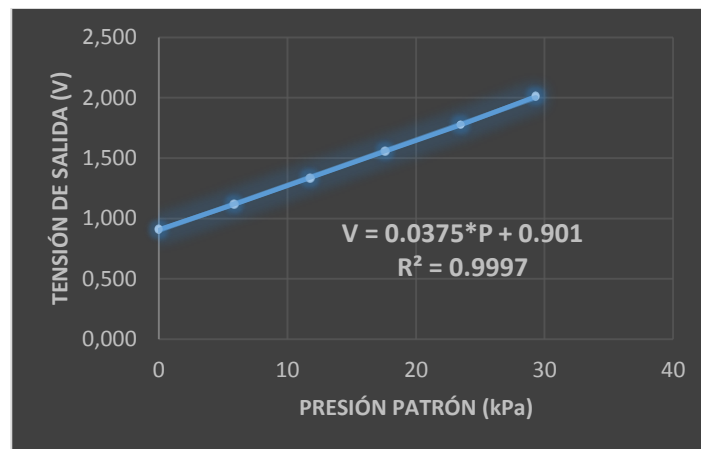


Figura 40. Curva de comportamiento sensor MPX2050GP

Fuente: Castro, A. Mendoza, L.

Tabla 23. Caracterización y valores para ecuación sensor MPX2050GP

X		Y	
DATASHEET	OBTENIDO	DATASHEET	OBTENIDO
0.037558	0.03575	0.8	0.901
ERROR	0.001808	ERROR	0.101
% ERROR	0.1808	% ERROR	10.1
PORCENTAJE TEORICO PRÁCTICO			
Valor Teórico	1.02032218	Valor Practico	1.12098194
% de error	9.865487883		

Fuente: Castro, A. Mendoza, L.

Obteniendo por medio de la parametrización y los datos promediados, la ecuación final que describe el comportamiento y respuesta del sensor MPX2050GP ante una alimentación en tensión de 10 V y valores resistivos para RV1 de 7,5 kΩ y RV2 de 1 kΩ.

Tabla 24. Ecuación de caracterización y comportamiento sensor MPX2050GP con Arduino Mega 2560 como patrón.

$$V_{out} = (0.037558 \cdot P + 0.8) \pm \text{ERROR}$$

$$V_{out} = (0.0375 \cdot P + 0.901) \pm \text{ERROR}$$

Fuente: Castro, A. Mendoza, L.

Finalmente, se realiza el diseño en ARES de la placa de circuito impreso que para suplir condiciones de corriente entre zonas se radica la elaboración de dieciséis placas.

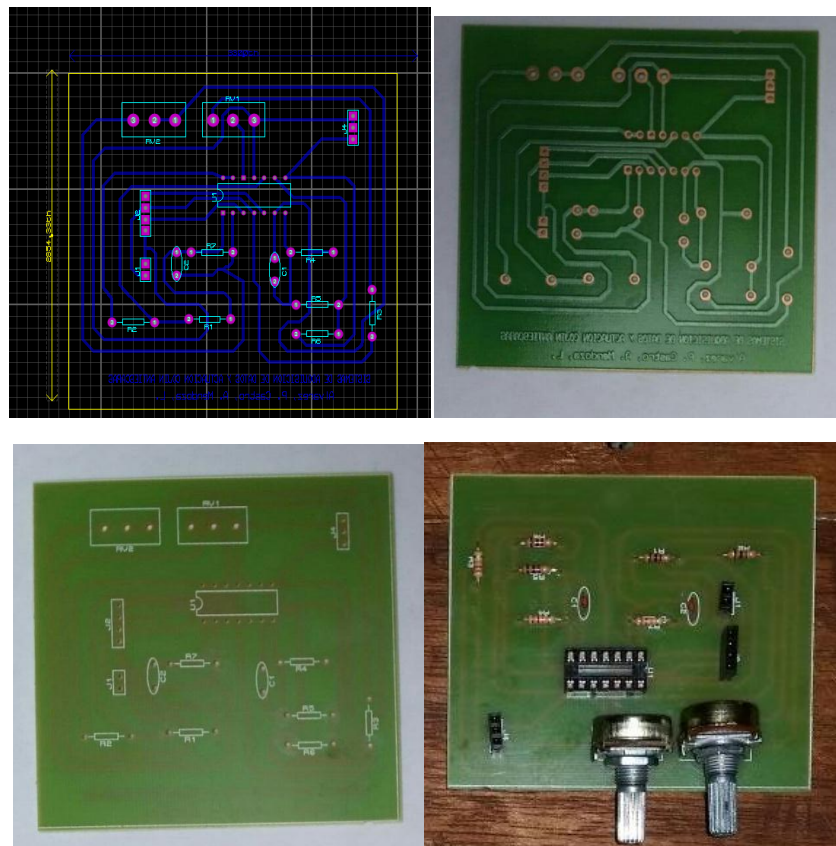


Figura 41. Diseño placa de circuito impreso acondicionamiento de sensor MPX2050GP

Fuente: Castro, A. Mendoza, L.

6.1.3. Electroválvulas

Teniendo en cuenta que además de medir los niveles de presión presentes en cada una de las celdas según las características del paciente también se debe efectuar una acción correctiva que contrarreste las perturbaciones externas como lo son cambios de postura corporal o pérdida de aire por errores en el sellado de los caminos. Se hace uso de electroválvulas axiales de naturaleza ON/OFF las cuales corresponden a dispositivos de naturaleza electromecánica diseñadas para controlar el paso de flujo de aire en este caso.



Figura 42. Electroválvula ON/OFF implementada como medio de actuación dentro del dispositivo.

Fuente: Castro, A. Mendoza, L.

La electroválvula por sus condición axial, presenta dos posibles posiciones (abierta o cerrada), este cambios es suscitado mediante la excitación de una bobina solenoide interna a partir del energizado o desenergizado de la misma. Se caracteriza por presentar parámetros de trabajos como los expuestos en la Tabla 25.

Tabla 25. Especificaciones técnicas de la electroválvula

REFERENCIA	PUERTO	DIÁMETRO NOMINAL	CV	PRESIÓN DE TRABAJO	VOLTAJE
91220	1/8" NPT	2.5 mm	0.23	0 – 100	24V DC

Fuente: Catálogo de neumática. EBCHQ SNS, 2014.

Si bien es cierto presenta características de funcionamiento bidireccional se debe incorporar dos de ellas por cada celda puesto que al momento de querer ingresar o extraer aire con tan solo una implicaría la generación de pérdida en el trayecto, disminuyendo el flujo y el tiempo en que se produce la corrección de la acción según sea el caso.

Esta corrección estará demarcada por el rango en el cual se encuentre el sensor, puesto que este como se dijo anteriormente se encuentra estipulado en seis grupos que indicaran desde una presión nula a una presión muy alta. Luego, la apertura o cierre de los actuadores estará regido por una serie de condiciones (Ver Tabla 26) que debe cumplirse conforme se requiera incrementar la cantidad de aire en la celda o por el contrario extraerlo de la misma; aunque, estas condiciones se cumplen para las dieciséis zonas, se debe tener claro la conjunción de las dos electroválvulas entre los rangos pues de ellas dependerá el garantizar una postura corporal idónea.

Tabla 26. Estado de apertura o cierre de las electroválvulas a partir del rango de presión establecido para cada sensor.

RANGO DE PRESIÓN	ELECTROVÁLVULA 1 (Ingreso de aire)	ELECTROVÁLVULA 2 (Salida de aire)
Baja	ON	OFF
Normal	OFF	OFF
Media	OFF	ON
Media Alta	OFF	ON
Alta	OFF	ON
Muy Alta	OFF	ON

Fuente: Castro, A. Mendoza, L.

Estos estados son dados a partir de la vinculación con el software Labview y Arduino, en donde lo que se hace es generar un dato digital (0 o 1) dependiendo del rango y la acción que se esté cumpliendo. Sin embargo, dado que la electroválvula trabaja con una tensión nominal que va desde los (5 a 12) VDC es necesario incorporar un sistema que permita la separación de los dos niveles de tensión puesto que el arduino no es capaz de proporcionar la corriente necesaria para producir la activación de la electroválvula.

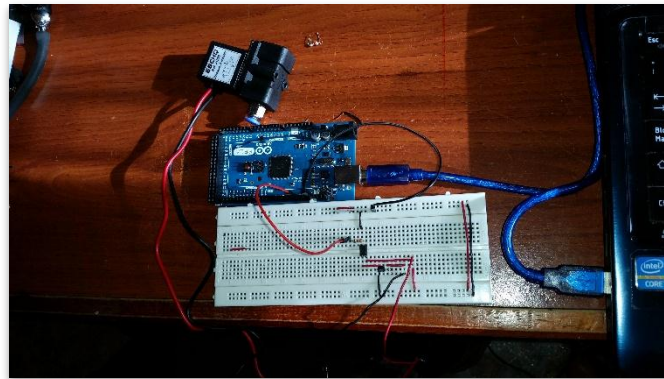


Figura 43. Envío del dato digital a la electroválvula a partir del manejo de dos niveles de activación.

Fuente: Castro, A. Mendoza, L.

El circuito basa su funcionamiento en la implementación de un transistor de potencia (TIP 122) en configuración de corte y saturación debido a que otorga la capacidad de actuar como un interruptor (*Abierto = Corte, Cerrado = Saturación*), pero con separación de tensiones de trabajo diferentes. Luego, el cambio de estado del transistor es producido a partir de la excitación en base, la cual para esta oportunidad corresponde al dato digital proveniente del Arduino según las indicaciones denotadas anteriormente y el tipo de electroválvula que se desee controlar. El sistema adicionalmente, cuenta con un diodo de protección que evita retornar al controlador (Arduino) corrientes inversas en caso de que se produzcan sobre pico de tensión o corriente.

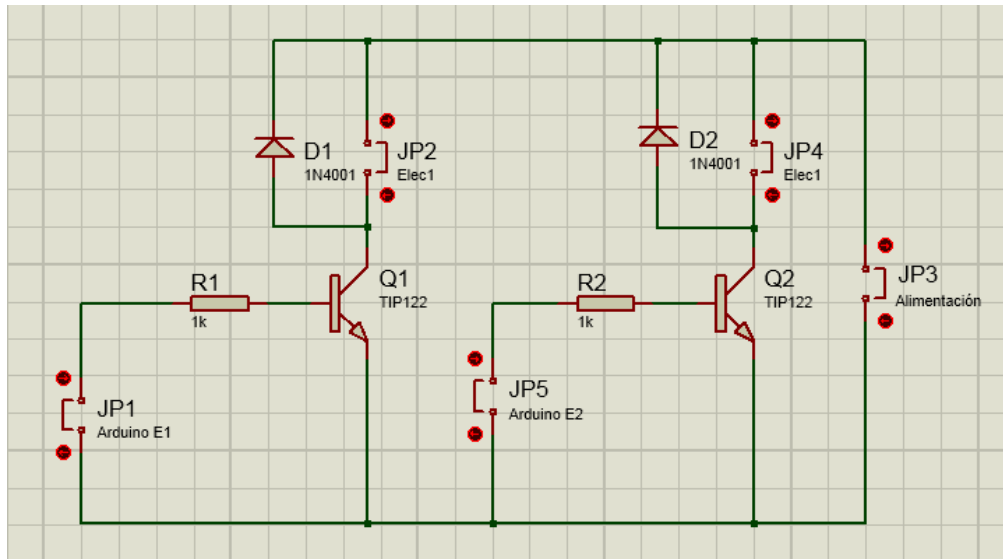


Figura 44. Circuito implementado para la separación de etapas (control y potencia) en cuanto al manejo de las electroválvulas.

Fuente: Castro, A. Mendoza, L – software Proteus Ocho

Para su simulación y diseño de la PCB's se hace uso del software Proteus versión ocho, cabe resaltar que con el fin de ahorrar espacio y reducir costos se produce la unificación de las dos electroválvulas para cada zona.

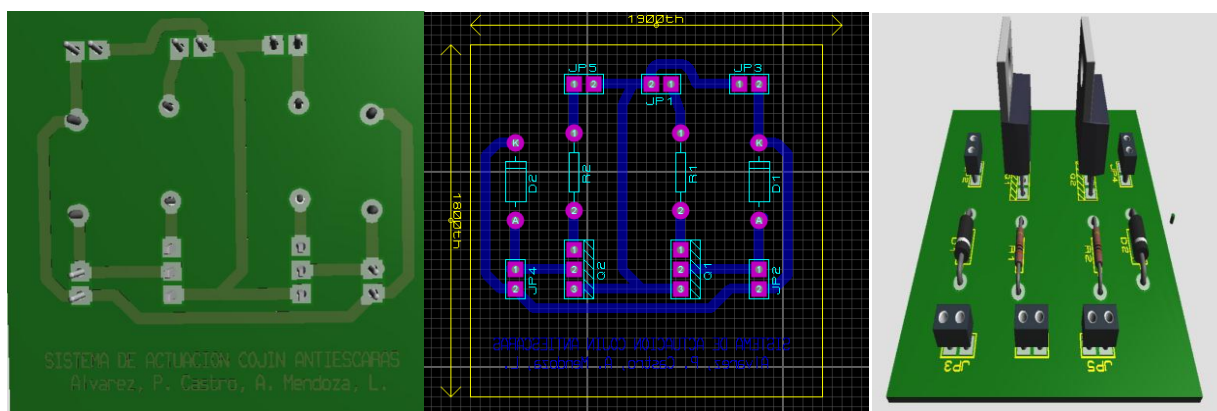


Figura 45. Diseño placa de circuito impreso para el acondicionamiento de las electroválvulas

Fuente: Autor – Software Proteus Ocho

Finalmente, se realiza la integración del respectivo circuito en la parte física del prototipo obteniendo el sistema expuesto en la figura 46.

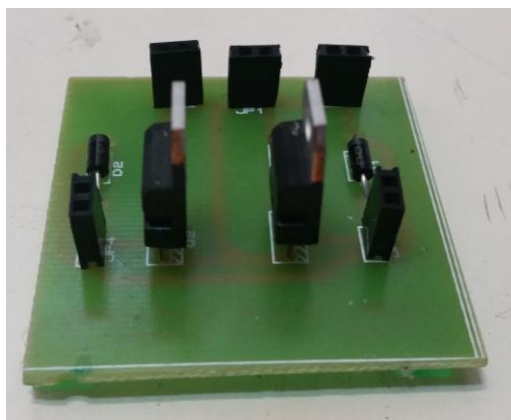


Figura 46. Placa de circuito impreso obtenida para el control de las electroválvulas de manera física.

Fuente: Castro, A. Mendoza, L.

6.1.4. Compresor

El compresor, es un dispositivo eléctrico que cumple la función de intercambiar energía con el aire que la atraviesa, lo cual implica una transformación de la energía, es elemento principal en la entrada de aire al cojín bajo un acondicionamiento neumático que le otorga apertura a dieciséis electroválvulas dispuestas para el llenado del cojín (una para cada zona), el dispositivo se encuentra conformado por dos partes principales (Figura 47) regulación y generación. Las características principales del dispositivo están descritas en la tabla 27

Tabla 27. Características Compresor EZ1211

Características Compresor EZ1211	
Alimentación	115 V- 60 Hz
Emisión de Aire	4.0 l/m
Variación de Presión	(40 a 160) mmHg
Potencia Máxima	10 W
Tiempo del ciclo	8 min
Clase de seguridad eléctrica	II

Fuente: Castro, A. Mendoza, L.

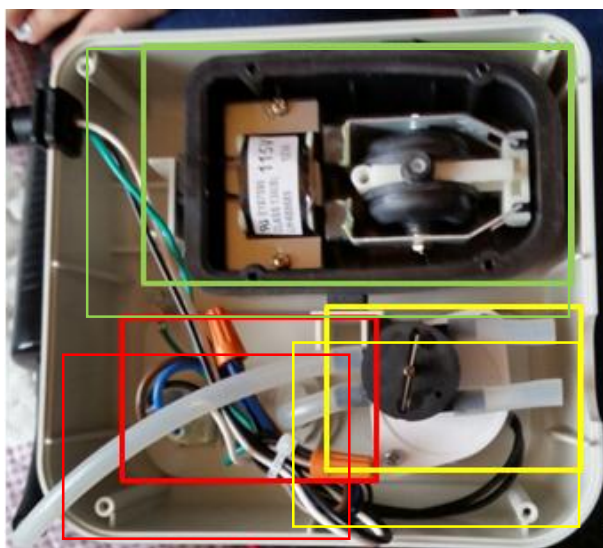


Figura 47. Apertura compresor, exaltación etapas principales: regulación y generación

Fuente: Castro, A. Mendoza, L.

Para el compresor, existe un interruptor que habilita o no la energización del circuito, el cual se encuentra compuesto por un regulador principal (cuadro rojo) que se encarga de graduar la presión desde un rango mínimo de 40 mmHg hasta un rango máximo de 160 mmHg, la salida de este rango de presión se encuentra ajustada a una de las entradas del motor paso a paso que junto con la entrada proveniente de la etapa de generación establecen las características de funcionamiento del sistema.

En la etapa de generación (cuadro verde) se encuentra un transformador que recibe la tensión alterna, el mismo se encarga de generar un movimiento vibratorio en dos placas de imán que rodean un diafragma, cuando se genera dicho movimiento se comprime el fluido dentro del diafragma que luego es conducido por una placa protectora que evita la pérdida de aire (Figura 48) y de allí se dirige al acondicionamiento neumático por medio de manguera de silicona generando la segunda entrada al motor paso a paso.

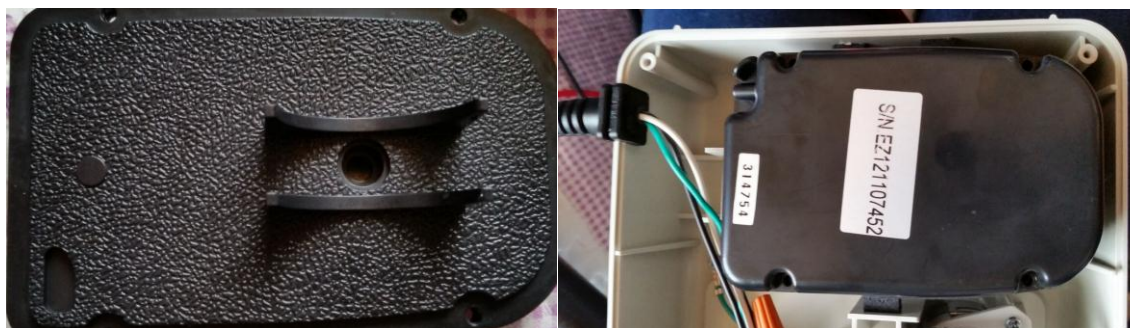


Figura 48. Placa protectora etapa de generación en el compresor

Fuente: Castro, A. Mendoza, L.

El motor paso a paso se encarga de recibir tanto la entrada de regulación como la de generación para que mediante el ángulo creado se genere una salida de aire que desemboca en un acondicionamiento doble, este sistema se encuentra planteado de dicha manera ya que el compresor está diseñado de manera especial para ser usado en un colchón antiescaras, al ser éste regulado por el peso del paciente evita el regreso de aire al compresor bloqueando las salidas de manera inmediata.

El funcionamiento de protección al igual que de regulación para ser incluido en el cojín antiescaras, deber ser modificado por dos razones principales: la primera de ellas enfocada a una salida constante que coincida con los tiempos de control para los rangos y escalas generadas en cuanto a la presión ejercida sobre el cojín (recordando que el cojín en su proceso de apertura debe estipular un rango normal, permitiendo un acondicionamiento básico de presión y flujo de aire como condición inicial), por ende se estipula una salida constante de 60 mmHg ajustando el regulador a dicho valor y dejándolo sin acceso a modificación; para el segundo aspecto se establece el cierre total de una de las salidas lo cual evita que el ángulo del motor paso a paso se encuentre afectado por una posibilidad de devolución de aire.



Figura 49. Acondicionamiento Compresor para entrada de aire

Fuente: Castro, A. Mendoza, L.

El dato que genera el encendido del compresor para regular cada zona del cojín corresponde a un dato de salida proveniente de la tarjeta de desarrollo Arduino Mega 2560 como condición a un dato de entrada estipulado por la parte sensorial ubicada en el cojín; entonces es claro que es necesario ubicar una protección al sistema digital con el fin de separar la etapa de potencia, al igual que controlar el ángulo de disparo, para ello se plantea la inclusión del siguiente circuito electrónico

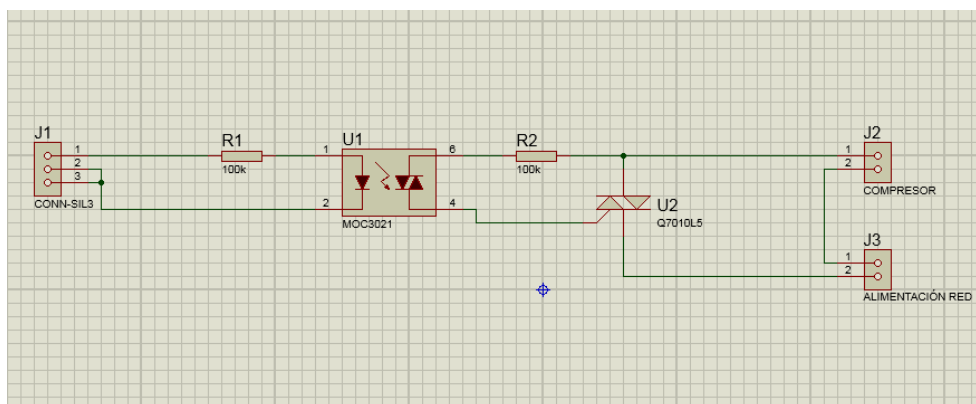


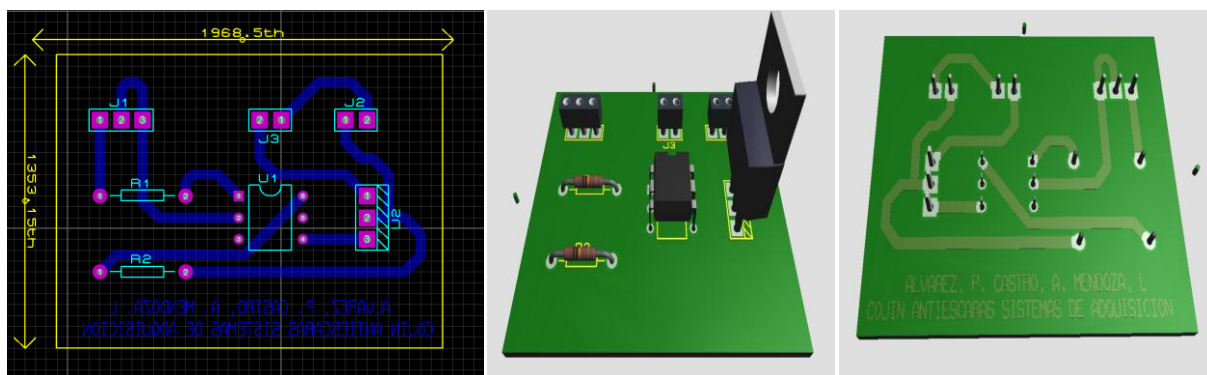
Figura 50. Circuito para protección y control de ángulo de disparo

Fuente: Castro, A. Mendoza, L.

El funcionamiento del circuito planteado en la figura 50 parte en la indicación del opto acoplador que requiere de una resistencia (R1) de 330Ω para limitar la corriente, luego, mediante el empleo de un haz de radiación luminosa traslada la señal del circuito de control al circuito de potencia (control de disparo de ángulo) sin conexión eléctrica con el

objetivo de generar protección, semejando su funcionamiento al de un interruptor en estado abierto y cerrado, lo que quiere decir que de manera interna con el pulso generado desde la tarjeta de desarrollo, se activa la emisión de luz que mediante el detector genera una tensión de salida, simulando el interruptor cerrado, de lo contrario, si no se activa la emisión de luz o el detector no recibe excitación, este no genera ninguna tensión de salida, es decir, funciona como interruptor abierto. La salida de dicho sistema se establece por medio de un diac (diodo para corriente alterna) o por un transistor, que reciben una denominación de fotosensibles debido que permiten el paso o no de la corriente al recibir la emisión de luz. Luego para el control de ángulo de disparo al tener en cuenta los ciclos de la señal (positivo y negativo) se usa un TRIAC (evita corrientes inversas) con la finalidad de activar el pulso cuando este corresponda a la señal de salida en este caso la conexión al compresor; por ende, el pulso de activación en *gate* corresponde a la salida del opto acoplador de donde proviene la señal o dato de activación, cuando se aplica una señal a la puerta o *gate* el TRIAC conduce entre los ánodos (A1 y A2) haciendo coincidir el pulso (cruce por cero) con la señal AC.

Mediante el uso del software PROTEUS en su versión ocho, se realiza el diseño no solo de la parte circuital expuesta en la figura 50 sino de la placa de circuito impreso (Figura 51) para ser este integrado en el compresor con finalidad al primer prototipo del cojín antiescaras automatizado.



Finalmente, se realiza la integración del respectivo circuito en la parte física del prototipo obteniendo el sistema expuesto en la figura 52.



Figura 52. Integración control de disparo de ángulo en el compresor

Fuente: Castro, A. Mendoza, L.

6.2. Sistema de Comunicación y Visualización

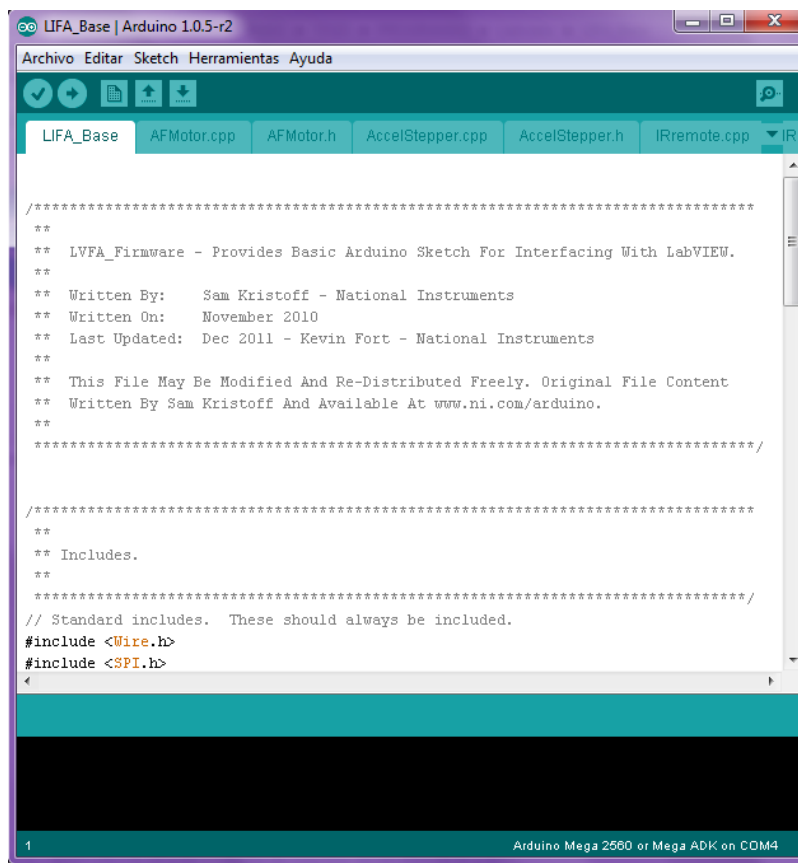
El poder entregar un documento gráfico que recopile la información de los valores que se obtienen a partir de cada uno de los sensores de presión, hace que al momento de obtener un aval médico para implementación en paciente, el cuerpo especializado en el tema pueda analizar e interpretar la información que se está registrando, así como mantener un historial de los datos. Por ende, los mapas de presión siempre han sido una herramienta de vinculación al paciente en cuanto a la definición del tratamiento a seguir conforme el nivel de riesgo que cuente de llegar a presentar una patología como lo son las úlceras por presión.

Considerando que la cantidad de información a manejar tanto a la entrada como a la salida corresponde a un total de 48 datos, fue necesario establecer una tarjeta de adquisición capaz de soportar un nivel de procesamiento que no incurra en eventualidades como la suspensión del programa, pérdida de información o transmisión errónea tanto de la presión como del nivel de actuación.

Hecha esta salvedad, se selecciona la tarjeta arduino mega 2560 debido a que cuenta con un microcontrolador ATmega 2560 capaz de proporcionar una velocidad de 16 MHz,

adicionalmente se compone de 16 entradas análogas y 54 pines digitales; característica relevante, ya que cuenta con los terminales suficiente para poder ser incursionado dentro del dispositivo.

Para poder realizar la creación de los mapas de presión, lo que se hizo fue establecer un enlace de programación a partir de la conjunción realizada entre dos software: Arduino 1.0. y Labview 2102. En el caso del software Arduino, lo que se hace es establecer la conexión de la placa mediante la composición del puerto USB en un puerto de comunicación serial, sin embargo, dado que el objeto fue vincular la placa Arduino para su programación o manejo de entradas y salidas desde el software Labview mediante el toolkit “*Interface for Arduino*” lo primero que se hace es cargar el código LVIFA_BASE (Ver Figura 53).

The image is a screenshot of the Arduino IDE interface. The title bar at the top reads "LVIFA_Base | Arduino 1.0.5-r2". Below the title bar is a menu bar with "Archivo", "Editar", "Sketch", "Herramientas", and "Ayuda". Underneath the menu bar is a toolbar with icons for opening files, saving, and running. A tab bar shows several files: "LVIFA_Base", "AFMotor.cpp", "AFMotor.h", "AccelStepper.cpp", "AccelStepper.h", and "IRremote.cpp". The main text area displays the source code for "LVIFA_Base". The code starts with a multi-line comment block providing information about the LVFA_Firmware, including its purpose, author (Sam Kristoff), date (November 2010), and version (December 2011). It also mentions that the file can be modified and re-distributed freely. Following the comment block, there is a section for includes, with standard includes like <Wire.h> and <SPI.h> being included. The status bar at the bottom indicates "1" and "Arduino Mega 2560 or Mega ADK on COM4".

```
LVIFA_Base | Arduino 1.0.5-r2
Archivo  Editar  Sketch  Herramientas  Ayuda

LVIFA_Base  AFMotor.cpp  AFMotor.h  AccelStepper.cpp  AccelStepper.h  IRremote.cpp

/*****
**
**  LVFA_Firmware - Provides Basic Arduino Sketch For Interfacing With LabVIEW.
**
**  Written By:   Sam Kristoff - National Instruments
**  Written On:   November 2010
**  Last Updated: Dec 2011 - Kevin Fort - National Instruments
**
**  This File May Be Modified And Re-Distributed Freely. Original File Content
**  Written By Sam Kristoff And Available At www.ni.com/arduino.
**
*****/

/*****
**
**  Includes.
**
*****/

// Standard includes. These should always be included.
#include <Wire.h>
#include <SPI.h>

1  Arduino Mega 2560 or Mega ADK on COM4
```

Figura 53. Código fuente de LVIFA_BASE empleado para la vinculación de la placa Arduino con el software Labview

Fuente: Castro, A. Mendoza, L. – Software Arduino 1.0.

Este código que se encuentra en la carpeta de instalación LIFA en Labview, consta de dos pestaña principales:

- *LIFA_BASE*: Sketch principal que cuenta con todas las funciones propias del software Arduino para interactuar con Labview.
- *LabviewInterface.h*: se definen las variables globales y definición de las funciones necesarias para poder vincular la placa con Labview.

Se sugiere trabajar en una versión inferior del software Arduino, ya que en las versiones superiores se presenta errores al momento de querer compilar el archivo. Como siguiente medida, dentro del software Labview se comenzó por identificar la placa a partir del puerto serial designado, posteriormente se realiza la lectura de los datos análogos (16 sensores de presión). Sin embargo, dado que el dato a recibir corresponde a un nivel de tensión especificado anteriormente en la parametrización del sensor se incursiona la realización de operación numérica que permitan convertir esa tensión (V) en una presión (mmHg) específica.

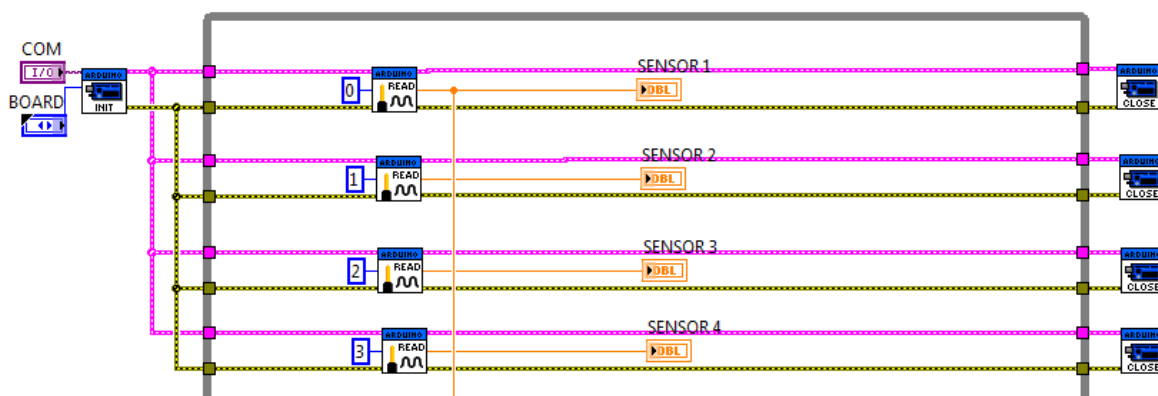


Figura 54. Lectura de los datos análogos como medio de recepción de la presión de las zonas establecidas desde el diagrama de bloques del software Labview 2012.

Fuente: Castro, A. Mendoza, L - Software Labview

Por otro lado, para la visualización del cambio de presión en la celda se propuso la incursión de una cuadro de color, el cual tras una definición por medio de constantes numérica presenta un color específico. El color a visualizar es establecido por la

herramienta *Case Structure*, ya que como su nombre lo indica funciona a partir del establecimiento de seis condiciones (baja, normal, media, media alta, alta y muy alta) designadas desde rangos específico de presión; estos rangos son definidos en la parte superior del bloque y se establece la separación con dos puntos por ejemplo; en el caso de normal donde la presión se encuentra entre los 30 mmHg y los 60 mmHg, se desganaaría como '30..60'. Esta condición permite que al establecer cada conjunto el valor numérico del bloque RGB también cambien según sea el caso. Esta vinculación se establece para las 64 celdas, teniendo en cuenta que existen grupos de zonas de presión que se componen de dos, cuatro o seis celdas.

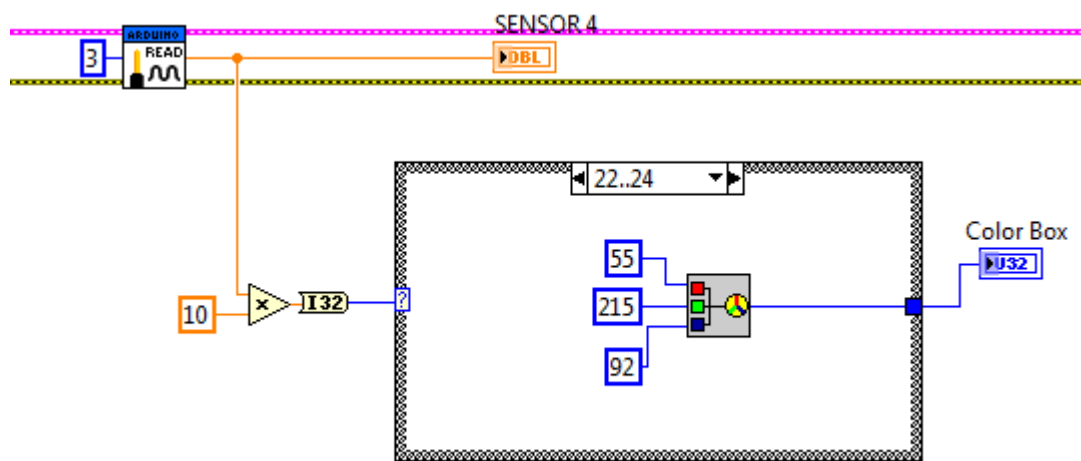


Figura 55. Generación del cambio de color a un bloque con el fin de permitir su comparación con las celdas del cojín desde el diagrama de bloques del software Labview.

Fuente: Castro, A. Mendoza, L. - Software Labview

Dado que se cuenta con la designación de los rangos de presión, los cuales corresponden a los mismos conjuntos definidos de manera cualitativa desde Bajo hasta Muy Alto, lo que se hace es incursionar un bloque de salida digitales (*Digital Write*) dentro de la misma estructura del *Case* asegurándose de establecer dos características: el pin de salida digital y el valor de salida (0 o 1).

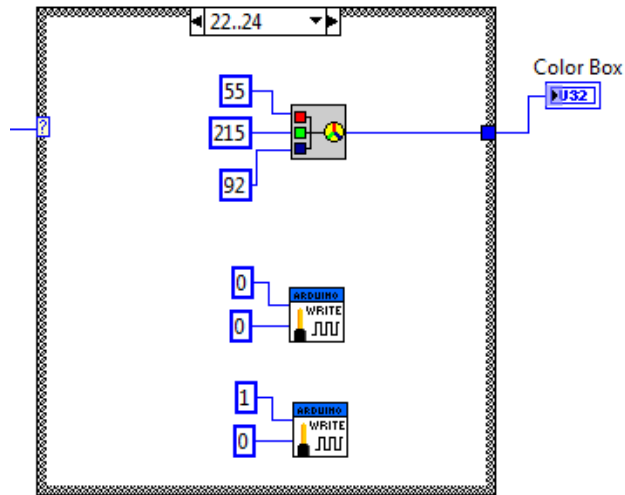


Figura 56. Designación de las salidas de los datos digitales como mecanismo de control de la electroválvula.

Fuente: Castro, A. Mendoza, L

6.3. Conjunción de Etapas

En el proceso de unificación de etapas, se describe la inclusión de cada uno de los sistemas descritos anteriormente para encontrar una solución al planteamiento del problema exponiendo de esta manera un las condiciones que se deben tener en cuenta en el diseño de un cojín antiescaras instrumentado con el fin de obtener variaciones y por ende activaciones automáticas para generar prevención en la aparición de úlceras por presión que aquejan a una persona en posición sedente por tiempos prolongados.

En la figura 57 se puede apreciar un acondicionamiento neumático que se encarga de acoplar los sensores y actuadores al cojín antiescaras con la ayuda de racores que permiten el flujo de aire dependiendo las condiciones del sistema. Como sistema de protección y estética, se realiza la ubicación de actuadores y placas de circuitos en un diseño ubicado a un lado de la silla, de allí se desprenden las condiciones de cableado que son enviadas a la tarjeta de desarrollo para realizar el correspondiente control y obtener de esta manera un óptimo funcionamiento.

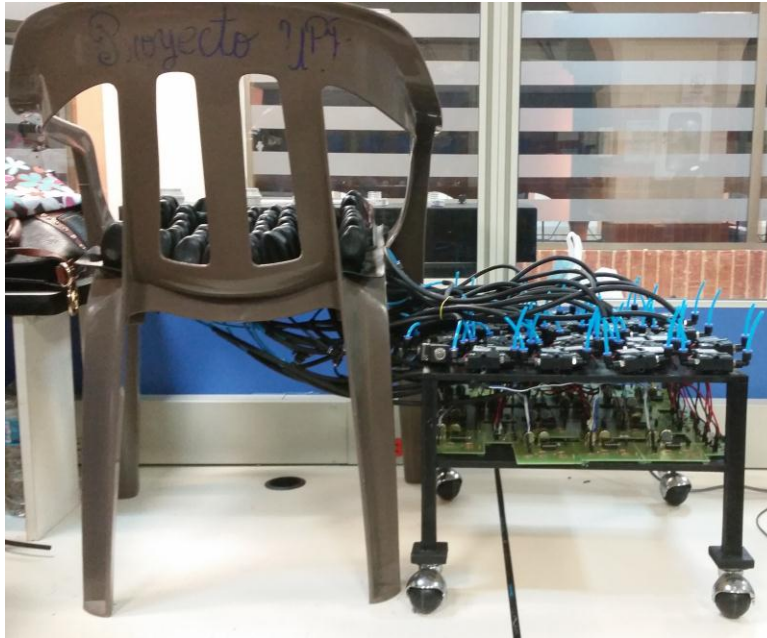


Figura 57. Acondicionamiento Neumático, racores y conjunción de etapas

Fuente: Castro A. Mendoza, L.

Finalmente, se encuentra el sistema físico acoplado a un .exe desarrollado en el software LabVIEW, donde cabe resaltar la importancia de no requerir la instalación del mismo, ya que por las condiciones en cuanto a su extensión que refiere a un archivo ejecutable.

El funcionamiento del sistema parte de la lectura de cada una de las zonas para una condición inicial de funcionamiento que radique en el rango normal establecido para la generación de úlceras por presión: (30 a 60) mmHg, lo que quiere decir que se establece una presión epidérmica de 30 mmHg para las condiciones del sistema. Luego de la toma de datos para la actuación frente a las condiciones iniciales, se realiza una lectura correspondiente a 100 ms con una corrección (funcionamiento de actuadores) cada dos minutos, estos datos de tiempo basados en la caracterización teórica para la formación de úlceras por presión.

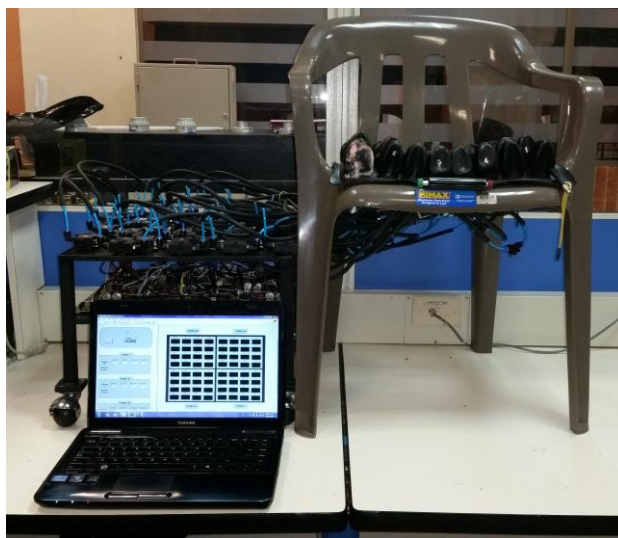


Figura 58. Sistema Final Cojín Antiescaras para uso y monitorización Hospitalaria

Fuente: Castro, A. Mendoza L.

6.4. Aportes derivados y Diseño Final

6.4.1. Cojín Antiescaras

Tras el establecimiento de las características generales de distribución en el cojín antiescaras, bajo las cuales se ha permitido la selección de dieciséis zonas de presión distribuidas de acuerdo a la formación sacra e isquial del cuerpo humano donde se encuentran establecidas la influencia principal de aplicación en el desarrollo del proyecto, se plantea entonces un respectivo rediseño que resume los acondicionamientos hechos de manera neumática en el cojín ROHO QUADTRO LOW PROFILE.

El presente diseño establece las zonas de intercambio de aire que determinan las presiones evaluadas en los rangos de (0 a 260) mmHg establecidos de acuerdo a los antecedentes (etapa de investigación) los cuales incluyen la aplicación teoría de centros de masa y presión bajo la tesis denominada: “”, haciendo una inclusión de las escalas de Norton y Braden descritas anteriormente.

Bajo el programa SolidWorks versión 2015, se plantea el diseño, donde cabe resaltar la importancia de la existencia de la base fundamentada en dos capas de neopreno, las cuales permiten establecer flujo de aire sin los posibles escapes presentados por

acondicionamiento establecido por la inclusión de sensores y actuadores, donde vinculan una base sólida que permite darle forma a cada una de las celdas (sesenta y cuatro) que conforman los paneles del cojín. En la figura 59 es posible verificar la base establecida para dicho diseño, contando entonces con las capas fundamentales y espacio de modificación para cada una de las celdas.

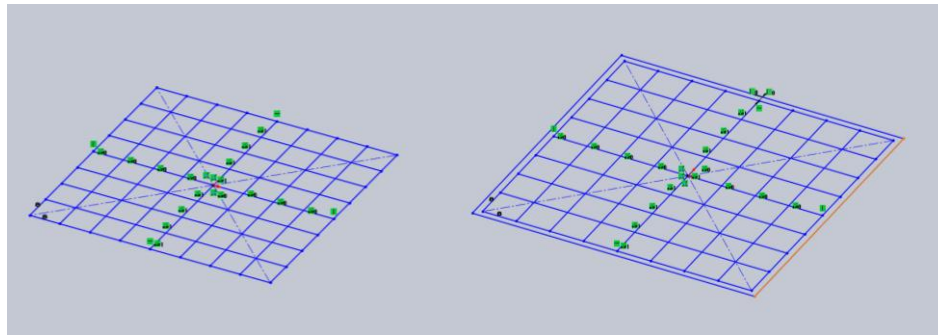


Figura 59. Establecimiento rediseño celdas y distribución en cojín antiescaras por medio de CAD haciendo uso de SolidWorks versión 2015

Fuente: Castro A. Mendoza, L.

Luego, mediante el software es posible establecer el material de diseño: neopreno al ser el material idóneo que constituye uno de los primeros cauchos sintéticos, el mismo semeja sus características de composición y presentación física a los del caucho natural pero éste se encarga de superar condiciones externas básicas, afirmando entonces el cumplimiento de las funciones principales del cojín antiescaras el cual debe someterse a condiciones tales como la humedad, la temperatura, tiempo (de posición y presión) la comodidad y mejor prestación del servicio que favorezca a la prevención de la patología (Úlceras por Presión) con el fin de disminuir el impacto físico, psicológico, económico y social que en conjunto reúne la misma.

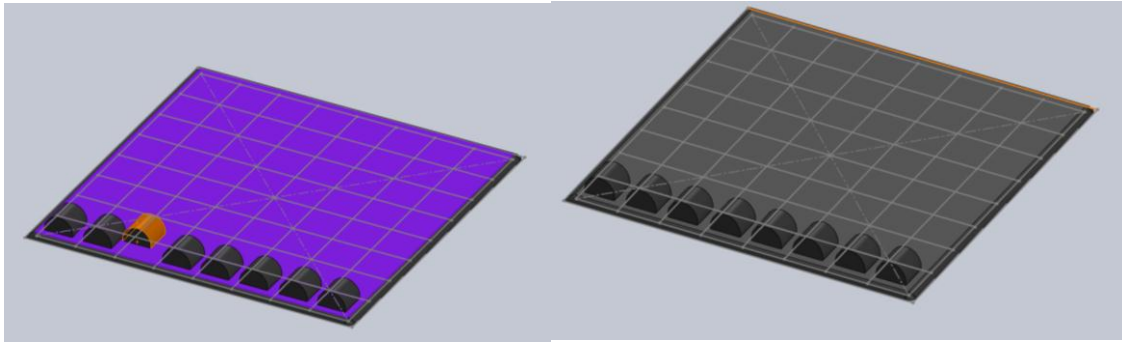


Figura 60. Elección del material: Neopreno y ubicación celdas frontales bajo el uso de SolidWorks Fuente: Castro A. Mendoza, L.

Las dimensiones del cojín, cumplen con características similares a la referencia elegida, el punto de modificación está establecido en la distancia de las celdas ya que por medio de las pruebas realizadas y acceso a información detallada, se tiene presente que al generar una mayor distancia entre celdas, el volumen y superficie ocupado por las mismas en su proceso de llenado, permitirá una mejor ubicación frente a las zonas de evaluación, por ende como se puede apreciar en la figura 60 (posicionamiento celdas parte frontal) se establecen las siguientes dimensiones generales:

Tabla 28 Dimensiones establecidas cojín antiescaras

Dimensiones Rediseño Cojín Antiescaras en SolidWorks	
Dimensión Total	(40x40)cm
Distancia Celda a Celda (centro)	5.050 cm
Espacio entre Celdas	1.5 cm
Tamaño de la Celda (Largo)	3.5 cm
Tamaño de la Celda (Alto)	5.5 cm

Fuente: Castro, A. Mendoza, L.

A partir de las dimensiones establecidas se multiplican por medio de condiciones de simetría y ubicación las celdas, con el fin de generar sesenta y cuatro que conformen los cuatro paneles fundamentales para a partir de allí especificar las dieciséis zonas para evaluación de presión.

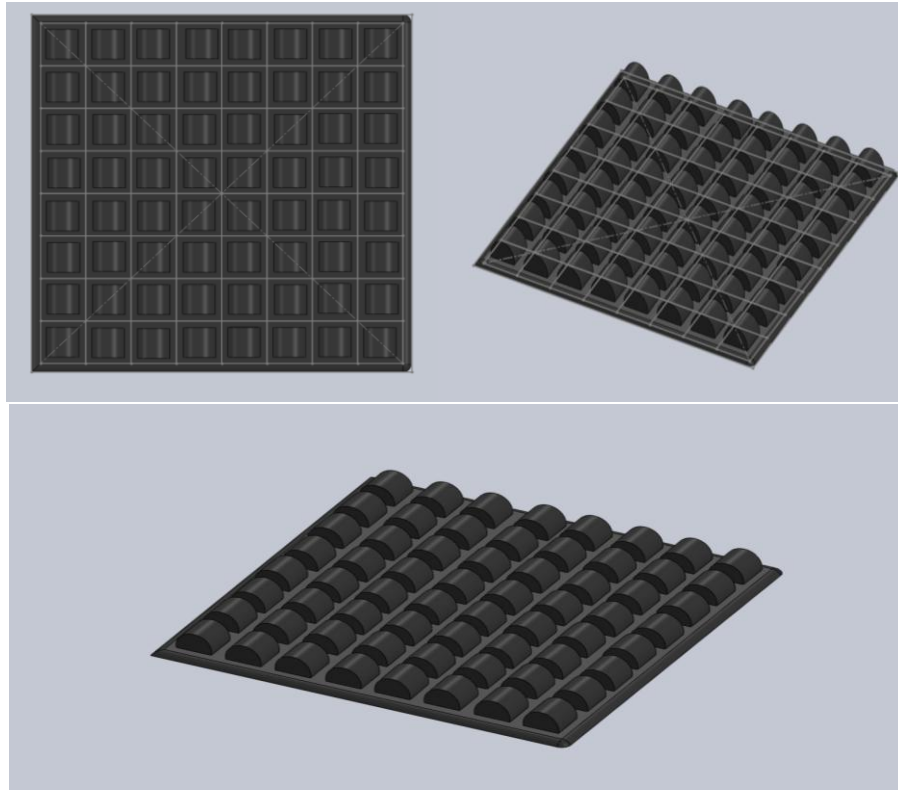


Figura 61. Diseño base inclusión de cuatro paneles y sesenta y cuatro celdas.

Fuente: Castro A. Mendoza, L.

Al tener un posicionamiento claro con dimensiones establecidas y parámetros ubicados, se precisa la ubicación de las zonas a partir de los cuatro cuadrantes principales con los cuales cuenta el cojín adquirido (original) que para el rediseño otorga una mejor apreciación de las zonas de influencia, circulación de aire y por ende parámetros de presión a tener en cuenta para la prevención de la patología. Por medio de colores y conexión de zonas se plantea el rediseño del cojín, como se puede observar en la Figura 62 se plantea la conexión de zonas teniendo en cuenta los cuatro cuadrantes principales, donde la finalidad de la distribución es manipular de manera independiente la zona establecida, otorgando a la misma dos conexiones, una de ellas para la parte sensorial y la otra para la parte de actuadores, en este caso las electroválvulas.

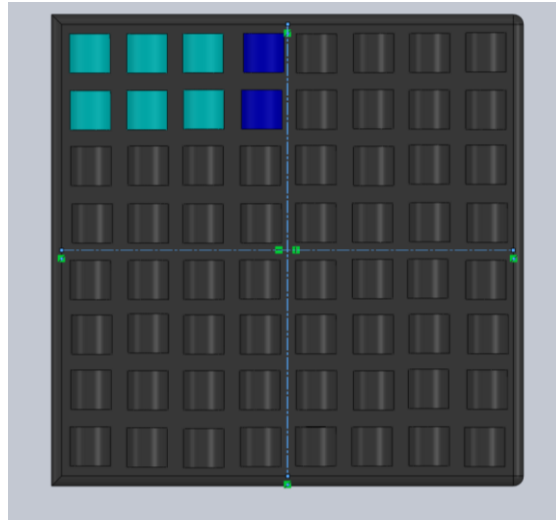


Figura 62. Primeras conexiones establecidas por zonas, planteamiento de conexión sensorial y de actuadores por medio de SolidWorks.

Fuente: Castro A. Mendoza, L.

A través de configuración interna de conexión se establecen cada una de las zonas, teniendo en total dieciséis de ellas, las zonas de mayor influencia están caracterizadas por los colores cálidos con el fin de vincular el planteamiento de posición de la zona sacra isquial de la persona que permanece en estado sedente. Se describe entonces la unificación de las etapas previamente descritas donde han sido tomados mapas de referencia (trabajo de grado parte referencial, croquis generados en aluminio para manualidades y aspectos teóricos)

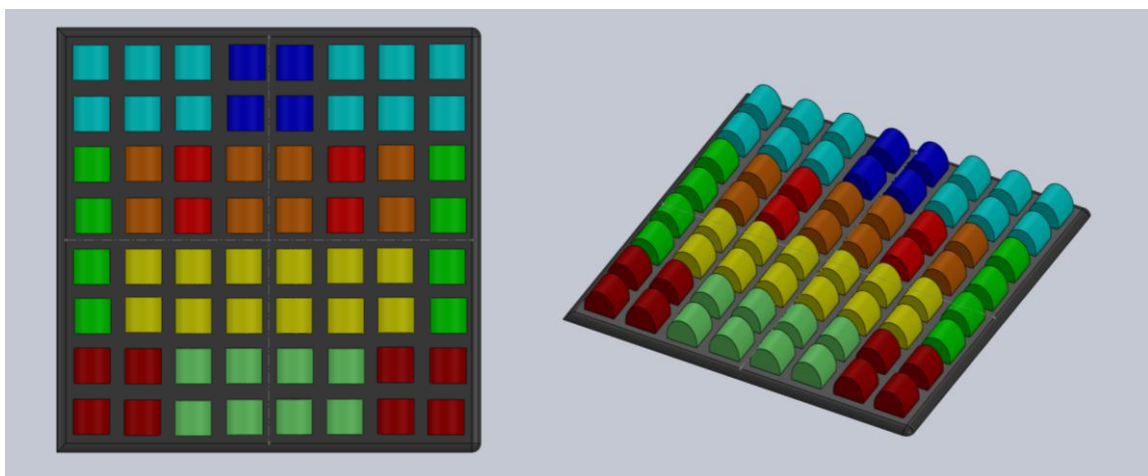


Figura 63. Cracterizacion de dieciséis zonas en el rediseño del cojín panteado bajo el software SolidWorks.

Fuente: Castro A. Mendoza, L.

Finalmente, con la integración de la matriz de presiones (Figura 64) se realizan pruebas de acondicionamiento, que permiten definir las celdas donde se encuentra la distribución principal de presión, es decir las celdas dentro de zonas que poseen la caracterización principal en el flujo de aire, es allí donde en el rediseño se plantean el ingreso de sensores (MPX5020GP) y las electroválvulas; en la figura 65 se realiza la inclusión de las respectivas entradas de sensores y actuadores, las cuales coinciden con las zonas y paneles de distribución.

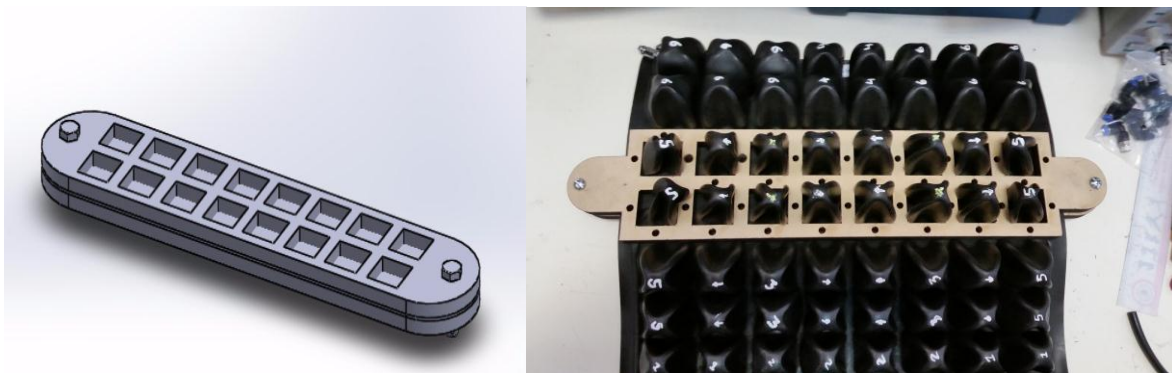


Figura 64. Definición de sectores y celdas de mayor presión en cada una de las zonas

Fuente: Castro A. Mendoza, L.

Estas integraciones expuestas para los sensores y actuadores son ejecutadas como extracción de corte en la base del respectivo cojín, que al ser superpuestas sobre las celdas generan un acceso directo a cada una de las zonas permitiendo entonces la finalización del rediseño planteado y ejecutado en el primer prototipo del cojín antiescaras automatizado

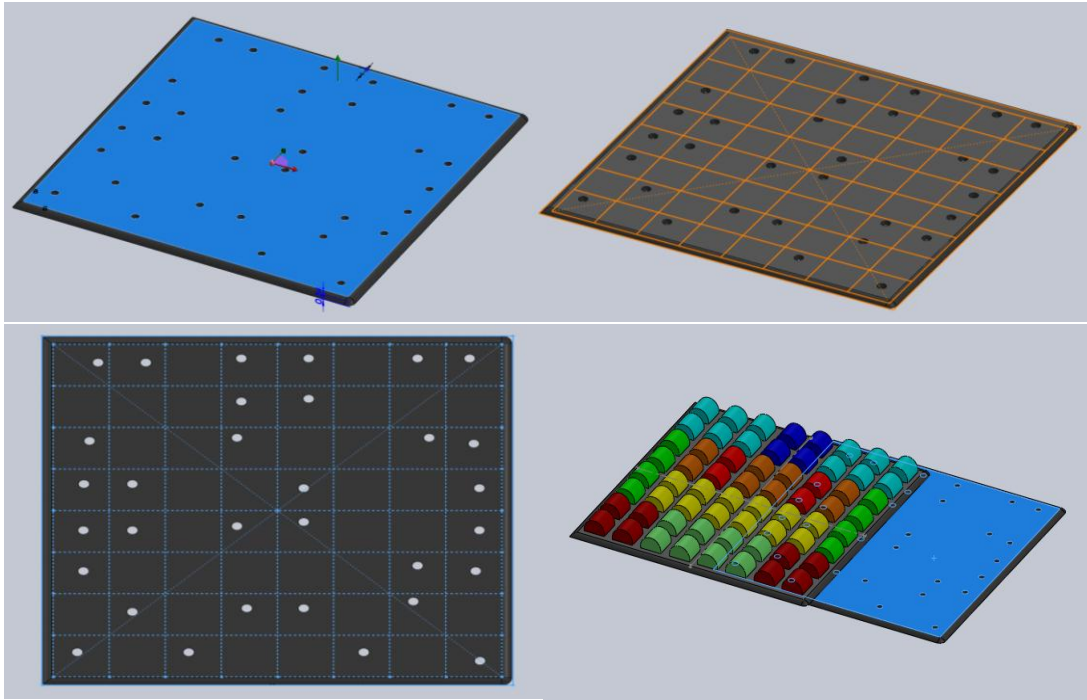


Figura 65. Rediseño cojin antiescaras haciendo uso del software SolidWorks con inclusion de acceso a parte sensorial y actuadores

Fuente: Castro, A. Mendoza, L.

6.4.2. Sistema de Control Difuso

Teniendo en cuenta la inclusión de válvulas de tipo proporcional, es posible plantear un sistema de control difuso, que como se ha mencionado anteriormente, permite el acceso en un tiempo de respuesta mayor, al igual que la relación de cada uno de los datos de sistema. En la figura 66 es posible observar el planteamiento principal del control difuso en cuanto a: rangos de presión y evaluación, junto con el acceso de proporciones establecidas en las electroválvulas: evaluadas en $1/4$, $2/4$; $3/4$, y $4/4$ de acuerdo a la caracterización de la escala de Braden.

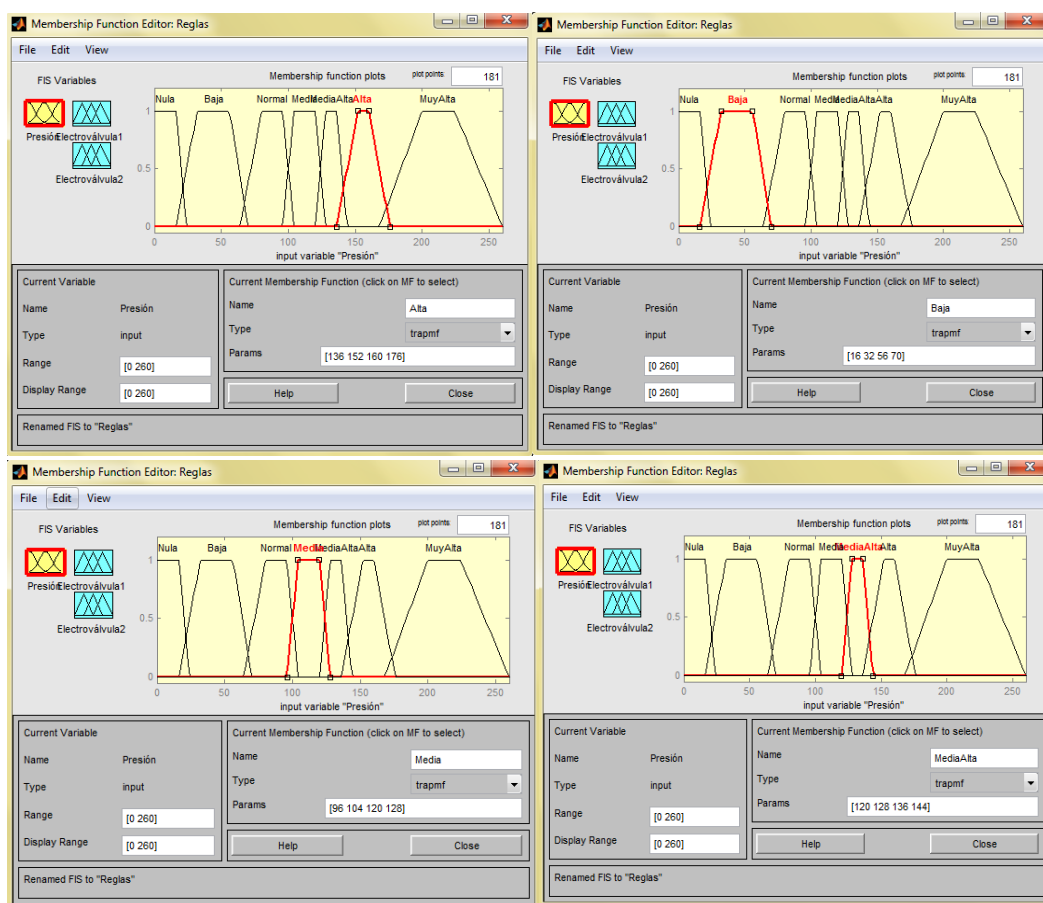


Figura 66. Caracterización rangos de presión haciendo uso de fuzzyLogic de MATLAB

Fuente: Castro, A. Mendoza, L.

En la tabla 67 se describe la caracterización impuesta a cada una de las condiciones del control difuso en cuanto a los valores de presión se refiere. Los rangos establecidos se radican a partir de la escala de Braden y teniendo en cuenta una presión inicial capilar de 30 mmHg.

Tabla 29. Definición de conjuntos establecidos para el sistema de control difuso

Categoría (Presión)	Rango (mmHg)	Color
Nula	0-24	Blanco
Baja	16-72	Morado
Normal	64-104	Azul
Media	96-128	Verde
Media Alta	120-144	Amarillo
Alta	136-176	Naranja
Muy Alta	168-260	Rojo

Fuente: Castro, A. Mendoza, L.

Haciendo uso de la herramienta de MATLAB: FuzzyLogic se plantean las características en cuanto a rango, valor de pertenencia y forma de cada uno de los conjuntos planteados, junto con ello se establece una segunda entrada relacionada con la apertura proporcional de las electroválvulas, que se encarga de coincidir con los valores en presión obtenidos a partir de los sensores MPX2050GP.

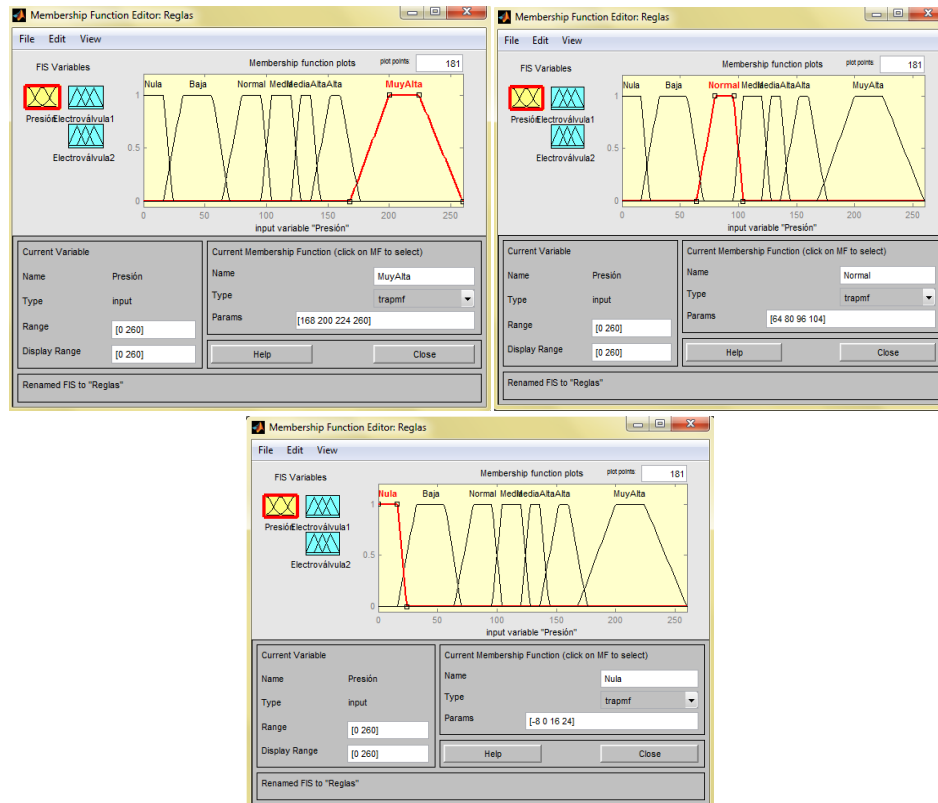


Figura 67. Caracterización rangos de presión haciendo uso de fuzzyLogic de MATLAB

Fuente: Castro, A. Mendoza, L.

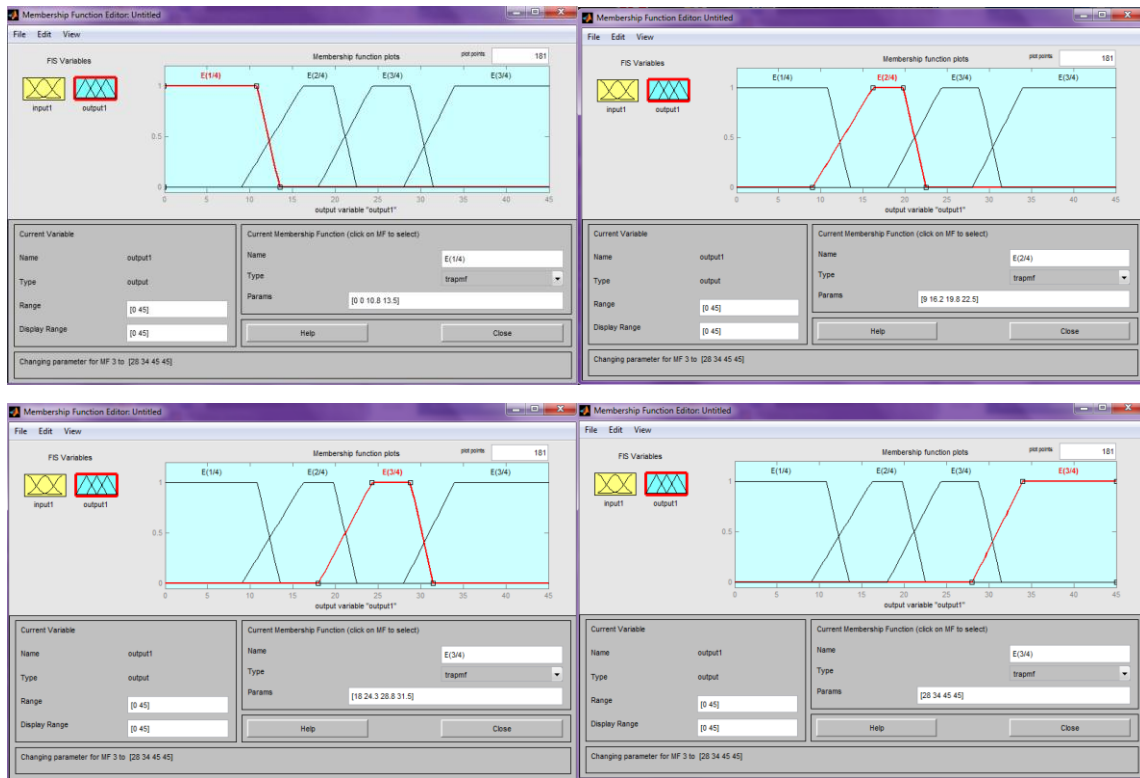


Figura 68. Condiciones de control segunda entrada del sistema: electroválvulas de tipo proporcional

Fuente: Castro, A. Mendoza, L.

Tabla 30. Condiciones establecidas en tiempo para el control de electroválvulas tipo proporcional

Estado electroválvula	Rangos de Tiempo en Segundos
Cerrada	0
1/4	0 - 13,5
2/4	9 - 22,5
3/4	18 -31,5
4/4	28 - 45

Fuente: Castro, A. Mendoza, L.

Mediante el uso de lógica difusa tipo Mandami, es posible decir que para el proceso de defusificación se realiza una comparación de mínimos, evaluando el valor máximo entre los conjuntos planteados, con el fin de suplir las condiciones del motor de inferencias y selección del conjunto con mayor grado de pertenencia, debido a que algunas funciones presentan intersecciones, lo anterior planteado en la definición de reglas.

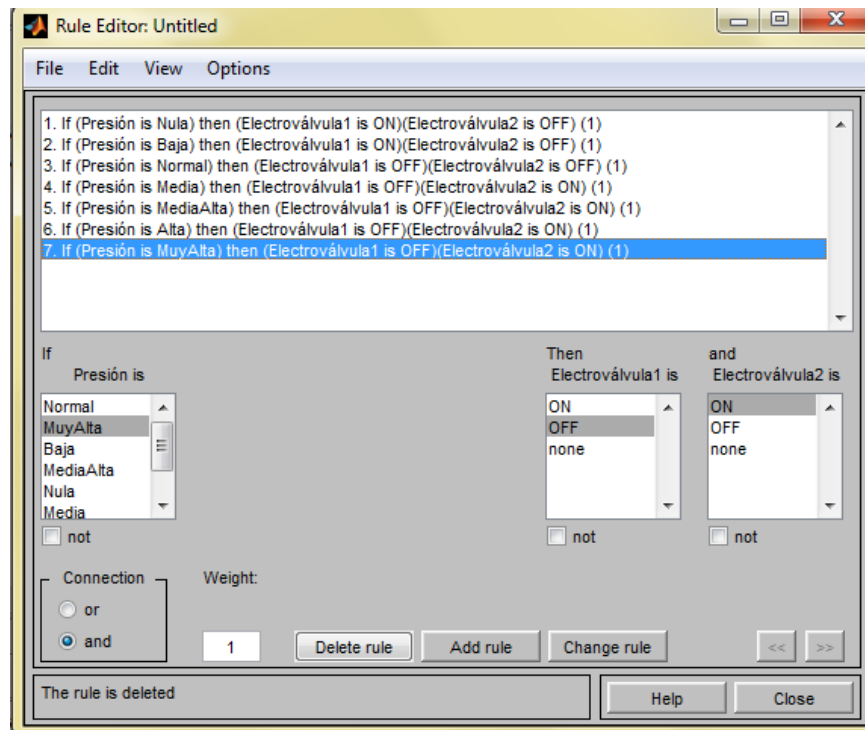


Figura 69. Planteamiento reglas del sistema haciendo uso de FuzzyLogic

Fuente: Castro, A. Mendoza, L.

7. CONCLUSIONES

- Los sensores con referencia MPX2050GP presentan un valor de resistencia interna que junto con el sistema de acople diseñado y expuesto, cambian los valores presentes en el correspondiente divisor resistivo, obteniendo como resultado un cambio en los datos generados en tensión como proceso indirecto en la medición de la presión, lo descrito anteriormente, es ajustable con los porcentajes de tolerancia de los valores resistivos, junto con la asignación de valores mayores.
- El rango para la evaluación indirecta de presión (tensión), ejerce una precisión de acuerdo a las condiciones externas de funcionamiento, en cuanto a temperatura y valor de alimentación del circuito de acople, por ello es necesario ajustar el sistema a las condiciones óptimas de funcionamiento lo cual permitirá el acceso correcto a los valores de generación y control en el cojín antiescaras para uso y monitorización hospitalaria.
- Para el sensor de evaluación MPX5010DP se observa una condición general radicada en el posicionamiento de las presiones diferenciales, lo cual permite definir el funcionamiento erróneo para el acondicionamiento del cojín, esto debido a la operación matemática solucionada que en algunos casos otorga un valor nulo no accesible al sistema de control.
- Se encontró que la tensión de alimentación de cada uno de los actuadores posee un valor nominal a 24VDC; en condiciones de funcionamiento ON/OFF no es necesario cumplir con dicho valor siempre y cuando no se vea afectada la condición en el suministro de corriente al sistema; donde se establece una condición inicial en normalmente cerrada.
- A pesar que el cojín antiescaras elegido para el acondicionamiento (ROHO LOW PROFILE) no presenta ninguna condición en cuanto a peso del paciente, el prototipo se encuentra dirigido especialmente a personas contempladas entre la

adultez y la vejez, esto debido a que las características en cuanto capacidad de recuperación a nivel de una lesión medular es mayor en una persona en estas etapas de la vida teniendo presente la regeneración del tejido óseo y muscular.

- La delimitación de zonas de mayor presión se realiza conforme a la distribución de fuerzas y distribución de la cadera con ayuda de moldes que evidencian presencia de la región sacra/isquial junto con la evaluación de parte investigativa que en conjunto establecen las características para el mejor funcionamiento del sistema.
- La elección del rango de presiones evaluadas, se realiza mediante la investigación teórica de artículos indexados que combinan la parte media y electrónica, lo anterior debido a que no es posible realizar una investigación practica por no contar con una certificación médica del dispositivo, al ser un prototipo inicial.
- Para establecer las zonas de evaluación en el cojín antiescaras es necesario realizar cortes perpendiculares a cada uno de los caminos de flujo de aire, ya que el cojín cuenta con tres etapas de acceso a las celdas, la primera y última de ellas en neopreno un material derivado del caucho con características de dureza y resistencia mayores, el segundo, a un material plástico con microfibrillas de comunicación que además de conducir el aire mantiene la forma de la celda.
- El sensor de presión tipo patrón, permite establecer unas comparaciones conforme a los rangos delimitados por el mismo, establecidos en (0 a 50) kPa que corresponden al rango evaluado en (0 a 375) mmHg. Haciendo uso de la escala establecida para el sistema de control y actuación conforme a los valores traducidos de presión de manera indirecta en tensión en el rango de (0,97 a 2,02) VDC
- La función principal del acople circuital para el sensor de presión MPX2050GP cumple con la característica principal de elevar los valores de tensión otorgados por el mismo, del rango de milivoltios a voltios, mediante un amplificador tipo

diferencial, también encargado de ajustar una salida única a dicho sistema, ya que por defecto el sensor realiza la lectura en configuración de tensión diferencial.

- Para el uso del compresor, fue necesario el acondicionamiento del flujo de aire constatando un flujo uniforme y regulado a 60 mmHg lo cual permite establecer las condiciones iniciales en el funcionamiento óptimo del sistema.
- El acondicionamiento circuital en el compresor se encuentra destinado al control de ángulo de disparo con el uso de un optoaislador que además de permitir la separación de la etapa de control de la etapa de potencia, junto con el triac habilita el paso de un valor digital para accionamiento del compresor coincidiendo con la señal de tensión alterna.
- Debido a las dieciséis entradas (sensores de presión con consumo de corriente de 6 mA) y 32 salidas (electroválvulas con un consumo de corriente individual de 120 mA), se estipula un consumo total de corriente de 3,936 A en caso de accionamiento conjunto de los dispositivos, presentando una aproximación a 4 A, permitiendo establecer un consumo final básico de 5 A radicados en las medidas de seguridad para el uso del sistema.
- Las condiciones de funcionamiento del sistema, solo son útiles para un cojín antiescaras de perfil bajo como el utilizado en el desarrollo del proyecto, debido a las características de volumen y área que son ejecutadas en la parametrización sensorial y por ende establecidas para el control y accionamiento de los actuadores.
- Se obtiene un primer prototipo de cojín antiescaras automatizado, que con sus características de funcionamiento, realiza un mapeo constante y evaluación/activación por tiempo de los correspondientes actuadores con el fin de realizar una prevención en la creación de úlceras por presión en posición sedente, ya que al generar un rango de presión normal, buscará suplir las necesidades en posición de una persona que pueda padecer dicha patología.

8. RECOMENDACIONES

- El uso de electroválvulas proporcionales, establecerá el acceso ajustable de aire de acuerdo a las condiciones del sistema, lo cual permitirá una precisión mayor en el accionamiento y condiciones de control de acuerdo a la escala establecida.
- La inclusión de un sistema de control difuso evalúa las condiciones existentes con mayor tiempo de respuesta en cuanto a la resolución del sistema (forma trapezoidal) donde la cima posee una distancia pequeña dando características principales a las pendientes generadas para cada uno de los siete conjuntos de evaluación que corresponden a los rangos de acuerdo a la escala de Braden.
- Junto con las electroválvulas proporcionales, el sistema de control difuso ofrece una alternativa útil que permite generar una base de conocimientos que dará al sistema la capacidad de tomar decisiones sobre ciertas acciones que se presenten en su funcionamiento.
- El diseño de circuitos generados en montaje superficial (SMD) reducirá el espacio final del sistema, permitiendo la ubicación de los mismos de manera más adecuada estéticamente, donde se presentara un elemento medico capaz de suplir las necesidades conforme a la patología descrita.
- Los valores de ajuste en el circuito de acople para el sensor MPX2050GP pueden ser establecidos mediante el uso de resistencias con un porcentaje de tolerancia bajo, las cuales permitan

BIBLIOGRAFÍA

CONSEJO DE SALUBRIDAD GENERAL (2009). *Prevención y Tratamiento De Ulceras Por Presión a Nivel Hospitalario*, CENETEC. P. 43.

SALAZAR ARANGO, C. DUQUE FERNÁNDEZ, O. MORENO TORRES, B. *Ulceras por Presión, Síndromes Geriátricos*. p. 160.

MILLÁN, S. (1998). *Automatización Neumática y Electro neumática*. (1ª ed.) Madrid. Marcombo, S.A. p. 252

MIRALLES, R y MIRALLES I. (2006). *Biomecánica clínica de las patologías del aparato locomotor*. Barcelona: Editorial Masson, S.A. p, 446.

SOHIER, R y COMPANY, M. (2009). *Fisioterapia analítica de la articulación de la cadera*. Madrid: Editorial medica panamericana. p.208.

MOLA J. (2011). *Manipulación y Ensamblaje de Tuberías*. Málaga: IC Editorial. p. 386.

GONZALES J, GIL J. *Universidad de Cádiz*, Apuntes de transductores.p.70

MARTINEZ, F. (2009). *Modelo de seguimiento del centro de masa para el análisis cinemático de la marcha*. (Tesis de maestría en ingeniería biomédica). Universidad Nacional de Colombia. Bogotá D.C.

CREUS A. (2005). *Instrumentación Industrial*. España: Marcombo S.A. 750

CARO, J y DELGADO, J. (2014). *Diseño de la instrumentación de sensores y actuadores neumáticos aplicados a la determinación del centro de masa y distribución de fuerzas en cojines de uso hospitalario*. (Tesis de pregrado en ingeniería electrónica). Universidad Santo Tomás. Boyacá, Tunja.

MARTINEZ, F., GARCÍA, M., BOTICA, A., RIBES, M., RODRIGUEZ, L., CLAVIJO, R.,....ELOSEGUI, J. (2006). *Auxiliares Sanitarios de la diputación foral de Bizkaia*. España: Editorial MAD, S.L. p. 564.

SILVA, L., MUÑOZ, D., GARCIA, M., MONTERO, E., ALFAYA, M., VERGARA, M.,.....
CASTILLO, L. (2006). *Enfermeros cuerpo técnico: escala de diplomado en salud pública*. Vol. 3. Editorial MAD, S.L. p. 380.