



**UNIVERSIDAD TECNOLÓGICA EQUINOCCIAL**

**FACULTAD DE CIENCIAS DE LA INGENIERÍA  
CARRERA DE INGENIERÍA MECATRÓNICA**

**DISEÑO E IMPLEMENTACIÓN DEL SISTEMA AUTOMÁTICO  
DE CONTROL DE UN COLCHÓN PARA LA PREVENCIÓN DEL  
APARECIMIENTO DE ÚLCERAS POR PRESIÓN**

**TRABAJO PREVIO A LA OBTENCIÓN DEL TÍTULO DE INGENIERO  
MECATRÓNICO**

**MAURICIO DAVID ECHEVERRÍA CADENA**

**DIRECTOR: ING. ANÍBAL MANTILLA**

**QUITO, ABRIL, 2015**

© Universidad Tecnológica Equinoccial. 2015  
Reservados todos los derechos de reproducción

## **DECLARACIÓN**

Yo MAURICIO DAVID ECHEVERRÍA CADENA, declaro que el trabajo aquí descrito es de mi autoría; que no ha sido previamente presentado para ningún grado o calificación profesional; y, que he consultado las referencias bibliográficas que se incluyen en este documento.

La Universidad Tecnológica Equinoccial puede hacer uso de los derechos correspondientes a este trabajo, según lo establecido por la Ley de Propiedad Intelectual, por su Reglamento y por la normativa institucional vigente.

---

Mauricio Echeverría

C.I. 1725548257

# **CERTIFICACIÓN**

Certifico que el presente trabajo que lleva por título “Diseño e implementación del sistema automático de control de un colchón para la prevención del apareamiento de úlceras por presión”, que, para aspirar al título de Ingeniero Mecatrónica fue desarrollado por Mauricio Echeverría, bajo mi dirección y supervisión, en la Facultad de Ciencias de la Ingeniería; y cumple con las condiciones requeridas por el reglamento de Trabajos de Titulación artículos 18 y 25.

---

MSc. ANÍBAL MANTILLA

**DIRECTOR DEL TRABAJO**

C.I. 1711996122

## DEDICATORIA

Dedico este trabajo de titulación a mi padre, porque gracias a él sé que la responsabilidad se la debe vivir como un compromiso de dedicación y esfuerzo.

A mi madre, cuyo vivir me ha mostrado que en el camino hacia la meta se necesita de la dulce fortaleza para aceptar las derrotas y del sutil coraje para derribar miedos.

A mi hermana, el incondicional abrazo que me motiva y recuerda que detrás de cada detalle existe el suficiente alivio para empezar nuevas búsquedas.

A mis familiares, viejos amigos y a quienes recién se sumaron a mi vida para hacerme compañía con sus sonrisas de ánimo.

## **AGRADECIMIENTO**

A la Universidad Tecnológica Equinoccial, porque en sus aulas, recibí el conocimiento intelectual y humano de cada uno de los docentes de la institución durante estos años de estudio.

Especial agradecimiento al MSc. Aníbal Mantilla por su incondicional ayuda, amistad y consejos en el desarrollo de este trabajo de titulación.

# ÍNDICE DE CONTENIDOS

	<b>PÁGINA</b>
<b>RESUMEN</b>	Ix
<b>ABSTRACT</b>	X
<b>1. INTRODUCCIÓN</b>	1
<b>2. MARCO TEÓRICO</b>	1
2.1. ULCERAS DE LA PIEL	3
2.1.1. ANATOMÍA DE LA PIEL	3
2.1.2. PROPIEDADES DE LA PIEL	4
2.1.3. FUNCIONES DE LA PIEL	5
2.1.4. ULCERAS POR PRESIÓN	5
2.1.5. FACTORES DESENCADENANTES DE LAS ULCERAS POR PRESIÓN	6
2.1.6. CLASIFICACIÓN DE LAS ULCERAS POR PRESIÓN	10
2.2. MÉTODOS DE PREVENCIÓN Y SÍNTOMAS	11
2.2.1. MÉTODOS DE PREVENCIÓN PARA LAS ULCERAS POR PRESIÓN	12
2.2.2. SÍNTOMAS DE LAS ULCERAS POR PRESIÓN	12
2.3. INGENIERÍA BIOMÉDICA	13
2.3.1. DEFINICIÓN DE INGENIERÍA BIOMÉDICA	13
2.3.2. ACTUALIDAD Y DESARROLLO DE LA INGENIERÍA BIOMÉDICA	15

2.3.3. CAMPOS DE APLICACIÓN	17
2.3.4. ESTÁNDARES DE LA INGENIERÍA BIOMÉDICA	18
2.4 COLCHONES TERAPÉUTICOS ANTIESCARAS	20
2.4.1. FUNCIONAMIENTO	20
2.4.2. TIPOS DE COLCHONES ANTIESCARAS	21
2.4.3. VENTAJAS Y DESVENTAJAS DEL USO DE COLCHONES ANTIESCARAS	23
2.5. SISTEMA DE CONTROL	24
2.5.1. CLASIFICACIÓN DE LOS SISTEMAS DE CONTROL	25
2.5.2. ELEMENTOS DE UN SISTEMA DE CONTROL AUTOMÁTICO	27
2.5.3. ACCIONES BÁSICAS DE UN SISTEMA DE CONTROL	29
<b>3. METODOLOGÍA</b>	<b>32</b>
3.1. ANÁLISIS E IDENTIFICACIÓN DE LAS VARIABLES DE OPERACIÓN	34
3.1.1. TEMPERATURA EN LA SUPERFICIE DE CONTACTO	34
3.1.2. HUMEDAD EN LA SUPERFICIE DE CONTACTO	35
3.2. DETERMINACIÓN DE LAS ESPECIFICACIONES DEL SISTEMA DE CONTROL	35
3.3. DISEÑO DEL SISTEMA DE CONTROL	37
3.3.1. ARQUITECTURA DEL SISTEMA DE CONTROL	38
3.3.2. DISEÑO DEL ALGORITMO DE CONTROL	39
3.3.3. DISEÑO DEL SUBSISTEMA DE ADQUISICIÓN DE DATOS	42



3.3.4. SUBSISTEMA DE ACONDICIONAMIENTO DE SEÑAL	44
3.3.5. DISEÑO DEL SUBSISTEMA DE MANDO	44
3.4. CONSTRUCCIÓN Y PRUEBAS DE FUNCIONAMIENTO DEL SISTEMA DE CONTROL	47
3.4.1. ALGORITMO DE CONTROL GENERAL	49
3.4.2. CONSTRUCCIÓN Y PRUEBAS DEL SUBSISTEMA DE ADQUISICIÓN DE DATOS	49
3.4.3. CONSTRUCCIÓN DEL SUBSISTEMA DE MANDO	51
3.4.4. CONSTRUCCIÓN DEL SISTEMA DE MANDO	51
3.4.5. SISTEMA CONSTRUIDO CON TODOS SUS COMPONENTES	53
3.4.6. PRUEBAS DEL SISTEMA DE CONTROL	53
3.5. IMPLEMENTACIÓN DEL SISTEMA DE CONTROL	55
3.5.1. CONSTRUCCIÓN DEL PCB DE CONTROL	56
3.5.2. ELABORACIÓN DEL GABINETE PARA EL SISTEMA DE CONTROL	56
3.6. RESULTADOS DEL SISTEMA DE CONTROL IMPLEMENTADO	59
<b>4. ANÁLISIS DE RESULTADOS</b>	<b>61</b>
4.1. ANÁLISIS E INTERPRETACIÓN DE LOS DATOS OBTENIDOS DEL SISTEMA DE CONTROL	61
4.2. ANÁLISIS DE CONSUMO ENERGÉTICO	62
<b>5. CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES</b>	<b>64</b>
5.1. CONCLUSIONES	64
5.2. RECOMENDACIONES	66

<b>GLOSARIO</b>	67
<b>BIBLIOGRAFÍA</b>	68

## ÍNDICE DE TABLAS

	<b>PÁGINA</b>
<b>Tabla 3.1</b> Temperaturas de la superficie del colchón en funcionamiento	34
<b>Tabla 3.2</b> Porcentajes de humedad del colchón durante el funcionamiento	35
<b>Tabla 3.3</b> Descripción de los elementos y sus opciones de construcción	36
<b>Tabla 3.4</b> Estudio de criterios ponderados	37
<b>Tabla 3.5</b> Elementos seleccionados para el sistema de control	38
<b>Tabla 3.6</b> Descripción de las funciones del tablero de control	45
<b>Tabla 3.7</b> Voltajes necesarios para el funcionamiento de los diodos leds	46
<b>Tabla 3.8</b> Valores calculados para las resistencias limitadoras	47

## ÍNDICE DE FIGURAS

	<b>PÁGINA</b>
<b>Figura 2.1.</b> Órgano artificial	15
<b>Figura 2.2.</b> Sensores biomédicos	16
<b>Figura 2.3.</b> Colchón terapéutico de aire	22
<b>Figura 2.4.</b> Colchón terapéutico de agua	23
<b>Figura 2.5.</b> Sistema de control de lazo abierto	25
<b>Figura 2.6.</b> Sistema de control en lazo cerrado	27
<b>Figura 2.7.</b> Arquitectura de un sistema de control en lazo cerrado	28
<b>Figura 2.8.</b> Funcionamiento de un transductor	29
<b>Figura 3.1.</b> Metodología seleccionada para el proyecto	33
<b>Figura 3.2.</b> Arquitectura del sistema de control de lazos paralelos	38
<b>Figura 3.3.</b> Placa arduino Mega	39
<b>Figura 3.4.</b> Flujograma del proceso de selección de modo de operación	40
<b>Figura 3.5.</b> Flujograma del proceso de recolección de datos	41
<b>Figura 3.6.</b> Flujograma del proceso de control del actuador	42
<b>Figura 3.7.</b> Sensor de temperatura y humedad DTH11	43
<b>Figura 3.8.</b> Conexión del sensor DTH11	44
<b>Figura 3.9.</b> Relé de control arduino	45
<b>Figura 3.10</b> Esquema de conexiones del tablero de control	48
<b>Figura 3.11.</b> Diagrama del sistema de control	49
<b>Figura 3.12.</b> Subsistema de adquisición de datos	50

<b>Figura 3.13.</b>	Recepción de datos de los sensores	51
<b>Figura 3.14.</b>	Indicador de falla de sensor	52
<b>Figura 3.15.</b>	Conexión del tablero de control	52
<b>Figura 3.16.</b>	Sistema de control completo	53
<b>Figura 3.17.</b>	Comportamiento del sistema de control en modo manual	54
<b>Figura 3.18.</b>	Comportamiento del sistema de control en modo automático	55
<b>Figura 3.19.</b>	PCB del circuito de control	56
<b>Figura 3.20.</b>	PCB del circuito de control terminado	57
<b>Figura 3.22.</b>	Gabinete de control	57
<b>Figura 3.23.</b>	Diagrama de conexiones del sistema de control	58
<b>Figura 3.24.</b>	Sistema de control funcionando	58
<b>Figura 3.25.</b>	Reacción del sistema al cambio de temperatura	59
<b>Figura 3.26.</b>	Reacción del sistema al cambio de la humedad relativa	60
<b>Figura 4.1.</b>	Porcentaje de uso del actuador neumático	62

## ÍNDICE DE ANEXOS

<b>ANEXO 1</b>	<b>PÁGINA</b>
Manual de usuario	71

## RESUMEN

Las úlceras por presión son lesiones en la capa superficial de la piel que se presentan debido a largos periodos de tiempo y la carencia de movimiento en un paciente, para la prevención del apareamiento de las mismas existen los colchones antiescaras los cuales reducen la temperatura y la humedad en la superficie de contacto entre este y el paciente, además de proporcionar movimiento al mismo. Mediante la implementación de un control automático que responda ante las variaciones de dichas magnitudes físicas, el mismo que funciona con lazos de control en paralelo. Se desarrolló un algoritmo para la obtención de datos provenientes de los sensores DTH11 para que sean procesados por la unidad de control para la toma de decisiones. El sistema demostró ser capaz de reducir la temperatura dentro de los rangos de tiempo recomendados por las organizaciones que brindan los estándares de cuidado de los pacientes de grado uno y de lesiones superficiales de la piel, las mismas que indican que este período de tiempo no debe ser mayor a 6 horas. El sistema de control redujo la temperatura en varias situaciones diferentes en un periodo no mayor a 4 horas. Además el sistema de control permitió un descenso en el consumo de energía de este dispositivo de prevención para el apareamiento de úlceras de la piel el cual paso de ser de 576 Wh a 357 Wh, es decir un 38% de reducción en el consumo energético además de reducir la temperatura del entorno ya que el actuador neumático no estaba a la totalidad de su capacidad todo el tiempo, por lo cual no afecta a la comodidad de los pacientes o personas que lo utilicen. Queda reflejado en el uso de este sistema de control que el desarrollo de la ingeniería en la medicina permite que los dispositivos de cuidado para los pacientes funcionen de una manera eficiente de acuerdo a las diferentes condiciones en el que el mismo se desarrolle.

## ABSTRACT

Pressure ulcers are lesions in the superficial layer of the skin that occur due to long periods of time and lack of movement in a patient, for the prevention of the appearance of these exist decubitus mattresses which reduce the temperature and moisture at the contact surface between this and the patient, in addition to providing the same movement.

By implementing an automatic control that responds to changes in such physical quantities, it operated control loops in parallel configuration, to obtain such data an algorithm that gets the DHT11 sensor was developed and process information for the response that the system sends to the pneumatic actuator varying the power thereof. The system proved able to reduce the temperature within the ranges of time recommended by the organizations that provide the standard of care for patients of degree one and superficial skin lesions, they indicate that this period should not be greater than 6 hours. The control system reduced the temperature in several different situations in a period no longer than 4 hours. In addition the control system allowed a decrease in power consumption of this device for preventing the appearance of skin ulcers which went from being 576 Wh to 357 W h, or 38% reduction in the energy consumption while reducing the temperature of the environment and the pneumatic actuator was not all or capacity all the time, so it does not affect the comfort of patients or people using it. Is reflected in the use of this control system the development of engineering in medicine devices allows patient care efficiently operate according to different conditions in which it develops in the future inside of the medicine.



## **1. INTRODUCCIÓN**

## **2. MARCO TEÓRICO**

La prevención de aparecimiento de las úlceras por presión es el primer paso para la erradicación de las mismas en pacientes que carecen de movimiento, en los colchones existentes en el mercado el movimiento es repetitivo y perpetuo haciendo que el uso de la bomba y por lo tanto el consumo de electricidad sea desmesurado. El movimiento es siempre de una dirección establecida y sin distinciones más allá de la fuerza del mismo y el intervalo de tiempo de dichos movimientos, sin establecer que zona es la que mayor presión y aumento de temperatura presenta en el cuerpo del paciente.

Una de las principales formas de prevenir el aparecimiento de las úlceras por presión dentro de pacientes que carece de movimiento es el uso de un colchón el cual durante el tiempo que el paciente permanece recostado que en el caso de estos es la mayor parte del día, mediante unos compartimientos inflables que hacen que el cuerpo se mueva y la presión del mismo se distribuya además de la circulación de aire entre la piel que se encuentra en contacto con la superficie de dicho colchón. Este mecanismo no posee ningún tipo de control automatizado ya que solo ofrece un control de tres posiciones el mismo que controla la fuerza y la velocidad de la entrada del aire en el colchón.

Mediante el uso de sensores de presión y de temperatura corporal se desea hacer que el movimiento de este colchón sea más eficiente y focalizándose en las áreas de mayor necesidad para el paciente, además de controlar el uso y el tiempo en que la bomba que suministra el aire a todo el sistemas se encuentra encendida haciendo que el consumo de energía y la vida útil de la mismas sea prolongada, además realizar una interfaz de control lo más amigable y fácil de manejar para las personas que usaran a diario este equipo.

Los objetivos de este trabajo de investigación son los siguientes:

## **OBJETIVO GENERAL**

Diseñar e implementar un sistema de control automático para el funcionamiento de un colchón para la prevención de las úlceras por presión en pacientes carentes de movimiento.

## **OBJETIVOS ESPECÍFICOS**

- Instalar sensores de humedad y de temperatura para la obtención de datos en las zonas de mayor aumento de temperatura.
- Diseñar un sistema de control que se ajuste a los estándares médicos para equipos de cuidado en estaciones medicas de grado uno.
- Diseñar un sistema de control que permita el ahorro de energía que consumen estos dispositivos

La descripción de la composición anatómica de la piel se realiza a continuación para la identificación de las partes de este órgano que se ven afectadas con el apareamiento de las úlceras por presión.

## **2.1 ÚLCERAS DE LA PIEL**

Atala, Álvarez, Pascual (2004) describen lo siguiente:

“la piel, como pared externa del organismo, defensora de alteraciones químicas, físicas y bacterianas mediante reacciones bioquímicas y fisiológicas, mantienen el medio interior del organismo, apoyada en sus tres capas constitutivas, una superior externa, epidermis, otra intermedia, ;a dermis y la interna o profunda hipodermis; anexadas a ellas se hallan los folículos pilosos, las glándulas sudoríparas y sebáceas los vasos sanguíneos, arterias y venas, linfáticos y terminaciones nerviosas, dadas por corpúsculos sensoriales, y las uñas” .

La irrigación sanguínea está a cargo de arcos arteriales los cuales se encuentran situados en la unión de dos capas las cuales forman parte de la piel, estos arcos sanguíneos pertenecen al grupo de arterias de mediano calibre los cuales transportan la sangre desde los vasos sanguíneos ubicados perpendicularmente a la epidermis, los cuales formarán un arco arterial superficial. Para los sistemas venosos de retorno de sangre aparecen pequeñas arteriolas los cuales originan pequeños vasos de retorno en el vértice de la papila dérmica. (Atala et al, 2004)

### **2.1.1 ANATOMÍA DE LA PIEL**

En la dermis se halla situado un segundo arco de irrigación sanguínea en la cual para su inervación contiene numerosas terminaciones nerviosas los cuales están acompañados por receptores dérmicos de temperatura. (Coiffman, 1986)

- **Epidermis**

Es la capa superficial de la piel y tiene un grosor de 0.04-1.5mm. Está formado por el epitelio escamoso y se compone de tres tipos de células: queratinocitos, melanocitos y células de Langerhans. (Martínez, 2008)

- **Unión dermoepidérmica**

Posee cuatro componentes definidos entre los que se encuentran los hemidesmosomas y los componentes fibrosos asociados a la lámina basal, en esta zona se permiten el intercambio de células y líquidos entre las diferentes capas de la piel. (Martínez, 2008)

- **Dermis**

Esta es la capa intermedia de la piel y constituye el 95% del espesor de la piel en general, es en sí un tejido conectivo entre las redes nerviosas y vasculares su componente principal es el colágeno. (Martínez, 2008)

- **Tejido celular subcutáneo**

Es la capa más interna de la piel y su composición es mayormente de adipocitos los cuales forman lóbulos, permitiendo la presencia de vasos sanguíneos. (Martínez, 2008)

## **2.1.2 PROPIEDADES DE LA PIEL**

Las propiedades de la piel se enuncian a continuación:

- **Visco elasticidad**

Es la capacidad de la piel de recuperarse a un estiramiento temporal o a un estiramiento máximo de la misma.

- **Propiedades tensoras de la piel**

Cuando la tensión sobrepasa la capacidad natural de estiramiento de la misma se produce una obstrucción de los vasos sanguíneos y linfáticos.

- **Extensibilidad de la piel**

La elasticidad de la piel es la mayor en niños y en zonas de piel delgada con la edad se pierde elasticidad y se remplazara por la laxitud.

### **2.1.3 FUNCIONES DE LA PIEL**

Las principales funciones de la piel son las que se enumeran a continuacion:

- **Termorreguladora**

Mantener la temperatura del cuerpo por medio de la transpiración y de los vellos. (Alexander, 1998)

- **Protectora**

La primera defensa innata, es una barrera que regula la entrada de sustancias u organismos. (Alexander, 1998)

- **Receptora**

Contiene los receptores que permiten tener la experiencia del medio externo (calor, frio, presión, tacto, dolor). (Alexander, 1998)

- **Estructural**

Mantener, fijar, servir de contenedora a estructuras y órganos.  
(Alexander, 1998)

- **Excretora**

Permite la eliminación se sustancias tóxicas, agua y secreta sustancias como cera, moco y sudor. (Alexander, 1998)

### **2.1.4 ÚLCERAS POR PRESIÓN**

Las úlceras por presión son lesiones que se presentan en la piel y los tejidos profundos producidos por un compromiso de origen vascular en aquellas

regiones que interviene en el apoyo del paciente durante periodos prolongados, como talones, sacro coxis, región occipital, pabellones auriculares. La causa de esto es la presión prolongada de dichas partes óseas contra apoyos externos como camas, sillas, reclinables. (Gonzales, 2011)

La piel es la principal barrera contra el contagio e ingreso de agentes microbianos los cuales pueden causar infecciones o lesiones serias a este órgano, las lesiones por presión son una forma de facilitar el ingreso al organismo de dichos agentes microbianos. En vista de esto estas lesiones no deben presentarse bajo ninguna circunstancia ya que agravaran el estado del paciente o lo enfermarán, se deben tomar en consideración todos los procedimientos y elementos necesarios para la prevención del surgimiento de las mismas en los pacientes. (Gonzales, 2011)

### **2.1.5 FACTORES DESENCADENANTES DE LAS ÚLCERAS POR PRESIÓN**

(Baptista Fernández, 2001) Menciona que: “Las úlceras se producen por una presión externa prolongada y constante, de los tejidos blandos entre una prominencia ósea y un plano duro. Esto origina una isquemia de la membrana vascular, produciéndose una vasodilatación de la zona (evidenciado por un aspecto rojizo), extravasación de los líquidos o infiltración celular.

Si la presión no disminuye, se produce una isquemia local intensa en los tejidos subyacentes, trombosis venosa y alteraciones degenerativas, que desembocan en necrosis y ulceración. Este proceso puede continuar y alcanzar planos más profundos con destrucción de músculos, aponeurosis, huesos, vasos sanguíneos y nervios.



La alteración de la integridad de la piel que da lugar a este tipo de úlceras, se debe primordialmente a la presión pero existen otros factores que contribuyen a la aparición de las UPP.”

- **Presión**

Es la fuerza que actúa perpendicular a la piel como consecuencia de la gravedad, provocando un aplastamiento tisular entre dos planos duros, uno perteneciente al paciente y otro externo a él. La aparición de la UPP dependerá no solo del grado de presión que se ejerza sobre los tejidos blandos, sino del tiempo que esta se mantenga, de manera que una pequeña presión mantenida sobre los tejidos durante dos horas, puede dar lugar a la aparición de lesiones con una frecuencia mayor que una presión de mayor intensidad sostenida por menos tiempo. (Alexander, 1998)

- **Fuerzas de Cizallamiento**

Son las presiones ejercidas sobre la piel cuando el paciente se mueve o se recoloca en la cama tirando de él o si se deja que resbale en la misma. En presencia de estas fuerzas, la piel y las capas subcutáneas se adhieren a la superficie de la cama, mientras que los estratos musculares se desplazan en la dirección del movimiento a que se somete el cuerpo. (Martínez, 2008, pag.36.

- **Fricción**

Es una lesión cutánea que tiene aspecto de abrasión. La fricción resulta del frotamiento entre dos superficies. Las superficies del cuerpo que tienen más fricción son los codos y talones. (Martínez, 2008).

- **Humedad**

Cuando la piel presenta humedad, existe más riesgo de formación de úlceras. La humedad reduce la resistencia de la piel a otros factores físicos, tales como la presión o las fuerzas de cizallamiento. La humedad puede proceder de: Drenaje de una herida, transpiración, sistema de humidificación de oxígeno, vómitos y de incontinencia. El tiempo prolongado de exposición a la humedad aumenta el riesgo a UPP. (Martínez, 2008, pag.38)

- **Edema**

Está relacionado con el desbalance de líquidos y electrolitos, ya que desencadena una migración de líquido extracelular a los tejidos produciéndose el edema. El riego sanguíneo al tejido edematoso se ve reducido. (Coiffman, 1986)

- **Infección**

El paciente con infección suele tener fiebre, alterando el metabolismo, haciendo que un tejido hipóxico sea más susceptible a lesiones. Además un episodio febril, produce diaforesis contribuyendo a una humedad excesiva. (Goldbke, 1966)

- **Alteración de la circulación periférica**

Al disminuir la circulación periférica, el tejido se vuelve hipóxico y más susceptible a las lesiones isquémicas. Esto se da en pacientes con problemas vasculares, shock o con farmacoterapia vasopresina. (Grabb WC, 1986)

- **Obesidad**

La vascularización del tejido adiposo es escasa, por lo que los tejidos adiposos y subyacentes son más susceptibles a los daños isquémicos. (López, 2008)

- **Caquexia**

El paciente caquéxico ha perdido el tejido adiposo necesario para proteger las prominencias óseas de la presión. (Alexander, 1998)

- **Mala Circulación**

Una mala circulación en las capas de la piel permite que los tejidos sean dañados, debido a que la sangre no lleva oxígeno y los nutrientes propios de la piel ni permite el cambio y desalojo de impurezas y gérmenes que hayan penetrado la capa superficial de la piel.

- **Neuropatía**

(Rutherford, 2000) Menciona que:

“La neuropatía motora aparece al final afectando los músculos intrínsecos del pie con atrofia de los interóseos, causando un desequilibrio entre los extensores y flexores largos. Esto produce protrusión de las cabezas metatarsianas con deformidad de los dedos en forma de martillo. Se altera la biomecánica del pie cambiando los puntos de apoyo, y modificándose la marcha normal. Las fuerzas de fricción excesivas en la piel plantar ocasionan callosidades y la presión continua produce ulceraciones sobre las cabezas metatarsianas. Úlceras neurogénicas o “mal perforante plantar” ocurren a nivel de las primeras, segundas y quintas articulaciones metatarso falángicas. En la planta los callos gruesos pueden actuar como cuerpo extraño causando daño a tejidos blandos con extravasación sanguínea y de suero de los capilares, siendo un medio de cultivo para que bacterias locales o externas produzcan un absceso, el cual generará que la infección invada más fácilmente la articulación adyacente y la cabeza del metatarsiano, ocasionando osteomielitis”

- **Demencia**

Los pacientes que por este tipo de afección sufren los efectos de no poder realizar las funciones básicas de limpieza personal, están expuestos a infecciones cutáneas, a alergias, a la formación de escaras. (Sepúlveda, 1998)

- **Cáncer**

La presencia de este tipo de enfermedades donde las capacidades de auto movilización se ven notablemente disminuidas, se presentan úlceras debido a los largos periodos de tiempo en los cuales los pacientes permanecen en la misma posición o con un movimiento limitado. (World Health Organization, 2007)

- **Lesión en la columna vertebral o parálisis**

La presencia de este tipo de lesiones hacen que la movilidad de un paciente este limitada haciendo más fácil la presencia de úlceras en las partes que mantienen fricción con la piel del mismo. (Coiffman, 1986)

- **Fractura ósea**

Al presentarse una fractura en un miembro ósea permite, que en la zona afectada la cual será tratada con la inmovilización y la colocación de un yeso o bota de fibra de vidrio. En esta región hay un contacto de la piel y por lo tanto fricción de la misma con los vendajes, al no tener movilidad alguna o limitada en la zona de la herida; la presencia de úlceras es muy probable. (Asociación de clinicas sanatorias y hospitales privados de la república de Argentina, 2011)

- **Inflamación o retención de líquidos**

La cantidad de exudado producido por una herida depende en parte de la superficie. En consecuencia, cuanto mayor es la superficie, mayor es el volumen probable de exudado. Se considera que algunos tipos de heridas tienen tasas altas de producción de exudado. (Alexander, 1998)

- **Uso de dispositivos médicos**

El uso de dispositivos médicos de carácter invasivo en el organismo del paciente en este caso externos hacen que la fricción con las partes de los mismo puedan llegar a producir úlceras, debido a la temperatura y naturaleza de los materiales que se usan en su construcción. (Asociación de clinicas sanatorias y hospitales privados de la república de Argentina, 2011)

## **2.1.6 CLASIFICACIÓN DE LA ÚLCERAS POR PRESIÓN**

La clasificación se la realiza por la profundidad en la piel de dichas heridas y se las ordena por grados como se muestra a continuación:

- **Grado uno**

Se consideran de primer grado aquellas en las que aparece un eritema cutáneo de color rosa o rojo que no desaparece tras la presión de 30 segundos. Este solo presenta afectación a la epidermis, además la zona afectada puede presentar cambios de temperatura, consistencia y sensación de dolor o escozor. (Martínez, 2008, pag.26)

- **Grado dos**

En las úlceras grado dos se produce solución de continuidad de la piel, vesículas y flictenas. Afecta a la epidermis y a la dermis superficial. (Martínez, 2008, pag.26)

- **Grado tres**

En este estado se ha producido afectación del tejido subcutáneo. La necrosis del tejido se extiende en la profundidad a través de la piel, llegando incluso a la dermis profunda e hipodermis. (Martínez, 2008, pag.27)

Las lesiones tienen forma de cráter profundo, a menos que se encuentren recubiertas de tejido necrótico (Atala et al. 2004)

- **Grado cuatro**

Se produce la pérdida total del grosor de la piel y necrosis en estructuras profundas como músculos, huesos o estructuras de sostén (Cordero, 1998)

Antes de determinar el grado de una úlcera por presión, debe retirarse todo tejido necrótico, de manera que se pueda valorar correctamente el grado de afectación de los tejidos más profundos (Atala et al. 2004)

## **2.2 MÉTODOS DE PREVENCIÓN Y SÍNTOMAS**

Los principales síntomas que anuncian la presencia de las úlceras por presión se detallan a continuación:

### **2.2.1 MÉTODOS DE PREVENCIÓN PARA LAS ÚLCERAS POR PRESIÓN**

Los principales métodos terapéuticos para la prevención de las úlceras por presión son:

- Realizar la valoración del paciente con movilidad reducida al ingreso al servicio
- Elaborar un plan en el que participen el personal de salud, el paciente y sus familiares teniendo en cuenta los factores de riesgo
- Mantener la piel limpia, seca y humectada
- Cambiar de posición cada dos horas, Si se puede mover por sí mismo, cambie su posición cada 15 minutos
- Utilizar almohadas y productos que alivien la presión
- Proteger las prominencias óseas con almohadillas en las sillas o camas
- Utilizar colchones especiales (aire o agua con “hueveras”) o cojín especial para silla de rueda, colchones terapéuticos.
- Prescindir del uso cojines redondos, ya que puede afectar su circulación.
- Evitar dar masajes en áreas de hueso.
- Mantener limpias las sábanas y libres de arrugas
- Mantener una buena hidratación y nutrición.

### **2.2.2 SÍNTOMAS DE LA ÚLCERAS POR PRESIÓN**

Los síntomas más comunes y de fácil identificación son los siguientes:

- Enrojecimiento de la piel
- Tibieza de la piel
- Sensibilidad en zonas de piel
- Hinchazón localizada
- Piel de coloración rojiza o purpura, usualmente sobre un área de hueso
- Dolor en zonas de la piel

- Comezón en zonas de la piel
- Ampollas
- Agrietamiento de la piel
- Secreción de sustancias blanquecinas en zonas de la piel

## **2.3 INGENIERÍA BIOMÉDICA**

La ingeniería biomédica es la ingeniería que se dedica al diseño y construcción de equipos médicos, prótesis, dispositivos médicos, dispositivos de diagnósticos (imagenología médica) y de terapia.

### **2.3.1 DEFINICIÓN DE INGENIERA BIOMÉDICA**

La ingeniería biomédica es la integración de los principios de la ingeniería con la medicina, física, química, biología y matemáticas, para crear soluciones a problemas médicos y biológicos. Los Ingenieros Biomédicos son quienes diseñan y desarrollan innovaciones en materiales, procesos, dispositivos y tecnologías informáticas para prevenir, diagnosticar y tratar enfermedades, rehabilitar pacientes y mejorar la salud y los sistemas de salud en general. (Webster, 2006)

### **2.3.2 ACTUALIDAD Y DESARROLLO DE LA INGENIERÍA BIOMÉDICA**

Hoy en día es posible aplicar con éxito, en los procesos que intervienen en la regulación de los sistemas modelos matemáticos que permiten simular fenómenos muy complejos en potentes ordenadores, con el control de un gran número de parámetros o con la repetición de su comportamiento. (Dyro, 1998)

Una gran variedad de aplicaciones incorporadas a la práctica médica; desde las rudimentarias primeras prótesis, a las sofisticadas ortopedias con mando mioeléctrico y de las válvulas cardíacas a los modernos marcapasos existe toda una tradición e implementación de prótesis.

La biomedicina se estableció como disciplina reconocida y como área de investigación autónoma en la segunda mitad del siglo XX en gran parte gracias a los trabajos de investigaciones a lo largo de cuatro décadas marcaron en gran parte los temas de interés en cada momento de esta disciplina. (Dyro, 1998)

La tecnología biomédica se refiere tanto a dispositivos artificiales fabricados a partir de los resultados encontrados en la investigación biomecánica, como a los instrumentos y técnicas usados en la investigación y adquisición de nuevos conocimientos en el ámbito de la biomedicina. (Dyro, 1998)

En la actualidad los mayores y más sorprendentes avances dentro de la ingeniería biomédica se dan en el ámbito de la fabricación de órganos artificiales, prótesis, implantes, sensores y estimuladores:

- **Órganos artificiales**

Son dispositivos y tejidos creados para sustituir partes del organismo dañadas o que funcionan de forma incorrecta. El análisis de un órgano artificial, debe considerarse en la construcción de estos aspectos tales como materiales que requieren unas particulares características para poder ser implantados e incorporados al organismo vivo. Además de las características físicas y químicas de resistencia mecánica, se necesita fiabilidad, duración y compatibilidad en un ambiente biológico que siempre tiene una elevada agresividad. (Webster, 2006)

El mayor problema que se plantea la construcción de una prótesis se refiere a la relación entre el biomaterial y el tejido vital en el que se inserta ya que es muy importante el control de las reacciones químicas de superficie y microestructura, el tejido crece y tiende a incorporar incluso a nivel de los poros de la rugosidad superficial, el material implantado como se muestra en la Figura 2.1.

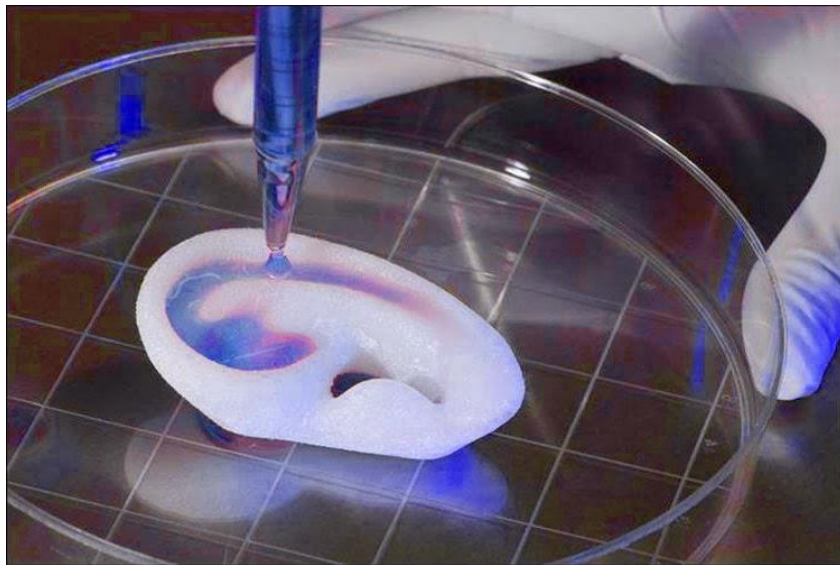
- **Implantes**

Un implante es un dispositivo médico fabricado para reemplazar una estructura biológica dañada o mejorar una estructura biológica existente. Los



implantes médicos son fabricados por el hombre, en contraste con un trasplante. La superficie de estos, que contacta con el cuerpo es de un material biomédico, tal como el titanio, silicona o apatita. (Webster, 2006)

En algunos casos, los implantes pueden ser electrónicos, por ejemplo, un marcapasos artificial y los implantes cocleares. Otros pueden ser bioactivos, como son los dispositivos de administración de fármacos por vía subcutánea.



**Figura 2.1** Órgano artificial

Fuente: (Dyro, 1998)

- **Prótesis**

La sustitución de órganos por otros artificiales, constituye la frontera avanzada de la ingeniería biónica. Dejando aparte las prótesis ortopédicas cuyo empleo ha tenido un enorme desarrollo gracias a la aplicación de nuevos materiales y técnicas de cálculo, así como a los avances en las técnicas de implantación por lo que cada día es más amplia la gama de posibilidades de sustitución de órganos conocidos y menos conocido, lo cual resulta de gran ayuda para pacientes y médicos un ejemplo de esto es la fabricación de bombas de insulina para emplear en personas diabéticas. (Webster, 2006)

- **Sensores**

Para intervenir sobre cualquier órgano, se requiere el control y la medición continua de la intensidad del fenómeno.

Los sensores que constituyen el primer elemento del sistema, son dispositivos que permiten detectar los fenómenos físicos y químicos, ofreciendo seriales de salida proporcionales a la intensidad de las entradas. Las señales de entrada de muy diversos tipos y convertidas en la mayoría de los casos en magnitudes eléctricas corresponden a variaciones de temperatura, de deformación muscular en los esfuerzos, de presión venosa o arterial, etc. Como se muestran en la Figura 2.2.

Los sensores pueden ser electrodos directos capaces de captar las señales procedentes de actividades celulares, o pueden consistir en detectores de concentraciones de sustancias químicas. (Webster, 2006)



**Figura 2.2** Sensores Biomédicos

Fuente: Benavente 2001

- **Estimuladores**

Los estimuladores artificiales son utilizados para activar ciertos órganos o funciones que, aun estando sanos no funcionan como es debido a causa de lesiones del sistema nervioso central.

El marca pasos consta de una batería, un generador y un modulador de impulsos eléctricos y un electrodo que transmite los impulsos al tejido cardíaco. Existen muy diversos tipos de marca pasos. Los impulsos eléctricos generados por el aparato pueden ser de frecuencia fija, es decir producidos a una frecuencia predeterminada, sin ninguna relación con la actividad del corazón, pero en la actualidad se emplean más los marcapasos a demanda, o sea, mediante impulsos desencadenados cuando el propio aparato reconoce un fallo en el ritmo cardíaco normal. (Webster, 2006)

### **2.3.3 CAMPOS DE APLICACIÓN**

En sus inicios, esta disciplina estuvo ligada fundamentalmente a la aplicación de técnicas de ingeniería eléctrica y electrónica para la construcción de equipos médicos, así como al diseño de prótesis y artesas. Posteriormente, una parte muy importante de las aplicaciones de la ingeniería a la medicina fue la instrumentación para la adquisición de imágenes del cuerpo humano. A partir del desarrollo de los ordenadores, la importancia de la instrumentación fue disminuyendo, mientras que el procesamiento de las señales adquiridas cobró mayor ímpetu debido a que fue posible obtener información adicional a partir de las señales que la instrumentación proporcionaba, y que no era visible directamente a partir de los trazos puros. En la actualidad la disciplina está ligada también a otras como la genómica y proteómica. Existen las especialidades en ingeniería clínica.

- Biomecánica
- Biomateriales
- Biosensores

- Bioelectrónica
- Bioinformática
- Instrumentación biomédica
- Imagenología
- Ingeniería Clínica
- Telemedicina
- Electromedicina

#### **2.3.4 ESTÁNDARES DE LA INGENIERÍA BIOMÉDICA DE CONSTRUCCIÓN Y COMUNICACIÓN**

Los avances en el campo de la Ingeniería Biomédica han dado lugar al desarrollo de equipos de adquisición y medición de parámetros vitales cada vez más precisos, manejables y, al mismo tiempo, accesible para el paciente y completamente integrado en su vida cotidiana. La monitorización de pacientes en modo local o remoto se presenta como un importante servicio de supervisión del usuario mediante la incorporación de sistemas formados por uno o varios de estos equipos médicos. Sin embargo, la mayoría de prototipos y soluciones de tratamiento médico que han venido desarrollándose en los últimos años, aunque válidas, arrastran una cierta heterogeneidad que no las hacen extensibles e integrables con otras aplicaciones similares y en el contexto sanitario global. Para ello, en la actualidad, un aspecto clave a tener en cuenta en este tipo de sistemas es el diseño basado en normas que definan completamente las reglas con las que los dispositivos médicos se conectan al sistema, encapsulan los datos y los transmiten; es decir, un protocolo estándar.

- **Estándar de interoperabilidad para dispositivos médicos**

El estándar para la comunicación de dispositivos médicos asumido dentro la Unión Europea es la norma ISO/IEEE 11073 (X73). Esta familia de estándares abarca los siete niveles de la pila de protocolos y proporciona la versatilidad suficiente para convertir la información en un formato

interoperable de manera que pueda ser intercambiada entre un dispositivo de salud personal y un sistema central de registro. Los datos posteriormente pueden ser enviados a un centro remoto de control o almacenamiento de Historial Clínico Electrónico (HCE), así se permite construir sistemas más completos que constituyan soluciones globales.

La norma X73, que nació centrada en el Punto de Cuidado (PoC) del paciente y enfocada a su implantación en Unidades de Cuidados Intensivos (UCIs), ha experimentado en los últimos años diversas evoluciones no contempladas inicialmente

En esta línea, el Comité Europeo de Normalización ha sido capaz de prever este giro tecnológico ofreciendo una nueva versión de X73, manteniendo intactos los aspectos más característicos, y optimizando otros acorde a las nuevas tendencias: el denominado X73PHD.

- **Estándar de calidad para productos sanitarios ISO 13485**

La ISO 13485 especifica los requisitos de un sistema de gestión de la calidad cuando una organización precisa demostrar su capacidad de proporcionar productos sanitarios y servicios relacionados que cumplen de forma coherente requisitos del cliente y requisitos reglamentarios aplicables a los productos sanitarios y a los servicios relacionados.

El objetivo principal de la ISO 13485 es facilitar los requisitos reglamentarios armonizados de productos sanitarios para los sistemas de gestión de la calidad. En consecuencia, incluye algunos requisitos particulares para productos sanitarios y excluye alguno de los requisitos de la Norma ISO 9001 que no son apropiados como requisitos reglamentarios. Debido a estas exclusiones, las organizaciones cuyos sistemas de gestión de la calidad cumplen esta norma internacional no pueden declarar la conformidad con la Norma ISO 9001 a menos que sus sistemas de gestión de la calidad cumplan todos los requisitos de la Norma ISO 9001.

Todos los requisitos de la ISO 13485 son específicos para las organizaciones que suministran productos sanitarios, sea cual fuere el tipo o tamaño de la organización.

- **Estándar de calidad para la gestión de riesgos en dispositivos médicos ISO 14971**

La Norma ISO 14971:2012 es un estándar internacional para la gestión de riesgos en dispositivos médicos. Ha sido reconocida por la FDA de los Estados Unidos, las autoridades europeas, Health Canadá y la TGA de Australia como la norma para la gestión de riesgos. ISO 14971 forma parte de un sistema de calidad integral y debe incorporarse desde el proceso de diseño y desarrollo. Su objetivo es establecer, documentar y mantener un proceso de gestión de riesgos para:

- Revisar el uso previsto del dispositivo médico.
- Identificar los peligros y determinar la probabilidad de que puedan producirse daños.
- Determinar la gravedad de cada peligro y evaluar los riesgos asociados.
- Controlar tales riesgos y supervisar la eficacia de los controles establecidos.

## **2.4. COLCHONES TERAPÉUTICOS ANTIESCARAS**

Existen multitud de tipos; su función es disminuir la presión de las zonas de apoyo, estando indicado en enfermos inmovilizados que además pueden presentar: Hipertermia (sudoración). Incontinencia Vesical (y/o fecal). Alteraciones del Riego Sanguíneo. Alteraciones del Aparato Locomotor (fracturas). Problemas Neurológicos.

### **2.4.1. FUNCIONAMIENTO**

Los colchones anti escaras dinámicos están compuestos por un número variable de cámaras cilíndricas transversales inflables. Mediante un compresor o unidad de potencia.

La unidad de potencia tiene un programa que hace que estas cámaras se hinchen y deshinchén alternativamente, de forma que siempre haya partes del cuerpo del paciente que no se apoyan en el lecho y por tanto sobre ellas éste ejerce una presión mínima, cercana a 0 mm de Hg. Después de unos minutos, las cámaras desinfladas se inflan y se desinflan las contiguas. Así de esta forma todas las partes del cuerpo están sometidas a muy bajas presiones y sólo está sometido a altas compresiones durante breves instantes.

En los colchones anti escaras dinámicos de presión alternante no es necesario realizar cambios posturales (al menos con la frecuencia con que se deben realizar en los colchones anti escaras estáticos), ya que la alternancia hace el efecto de un cambio postural.

Esta alternancia de compresión/mínima compresión hace un efecto de masaje, incrementando la circulación sanguínea, de modo que estos colchones anti escaras no sólo tienen un efecto preventivo, si no también curativo.

Están provistos de una funda de poliamida entretejida y poliuretano, elástica en las dos direcciones y permeable al vapor y al aire, pero no a los líquidos. Esto permite la aireación de la parte del cuerpo en contacto con el colchón anti escaras, evacuando la transpiración de forma que la piel no se macere, pero es una efectiva barrera que impide que el colchón anti escaras se contamine con los fluidos corporales en caso de incontinencia.

#### **2.4.2. TIPOS DE COLCHONES ANTI ESCARAS**

Existen diferentes tipos de colchones disponibles los cuales son:

- **Colchones de aire**

Son de cloruro de polivinilo, material flexible, blanco o transparente, poseen unos conductos que se inflan, de forma alternativa cada dos o tres minutos, con un compresor que funciona conectado a la red eléctrica. Esto evita que la presión sea constante sobre las mismas partes del cuerpo, alivia la

presión capilar y mejora el riego sanguíneo. Su apariencia física se muestra en la Figura 2.4.

- **Colchones de agua**

Son de material plástico con agua caliente a 37° para conseguir una eficaz terapéutica de flotación, de acuerdo al peso del paciente, evitando al mismo tiempo, la sensación de frío (al no disminuir la temperatura corporal). Su apariencia física se muestra en la Figura 2.5.



**Figura 2.3** Colchón terapéutico de aire

Fuente: Ortopedia 2001

- **Colchones de espuma**

Formados por tres módulos de espuma, cortado en 48 bloques (total 144 bloques). Se colocan sobre el colchón ordinario. De gran resistencia al formol y alcohol de 900 y se esterilizan en autoclave. Los colchones de aire y de agua (los antiguos) conviene protegerlos con talco antes de guardarlos. Actualmente los plásticos son mejores y no es preciso usar talco. Se limpian con agua y jabón pudiendo esterilizarse con óxido de etileno.





**Figura 2.4** Colchón terapéutico de agua

Fuente: Ortopedia 2001

### **2.4.3. VENTAJAS Y DESVENTAJAS DEL USO DE COLCHONES ANTI-ESCARAS**

El sistema de prevención que significa el uso de los colchones anti-escaras tienen ventajas y desventajas las cuales son:

#### **A. Ventajas**

- La alternancia en el inflado de las cámaras lo cual brinda un movimiento más ligero y menos perceptible a pacientes delicados
- Disminuye la presión en los puntos de apoyo
- Mejora en el riego sanguíneo
- Favorece la curación de las lesiones por presión
- Proporciona comodidad al paciente
- Se adapta a diferentes tipos de camas ya sean hospitalarias o domésticas
- Permite realizar cambios de postura continuos

## **B. Desventajas**

- Personas con sobrepeso comprimen las celdas de aire que utiliza el colchón limitando el funcionamiento
- Si las sábanas bajas no son de tamaño adecuado se corre el riesgo de deslizamiento de las mismas
- Los colchones de aire y de agua, al ser de material plástico, deben cuidarse especialmente del contacto con materiales puntiagudos o fuentes de calor como cigarrillos

## **2.5 SISTEMAS DE CONTROL**

En la actualidad los sistemas de control son el elemento principal que permite el avance de la tecnología en los procesos industriales como en la vida diaria.

Estos sistemas de control tienen como principal objetivo la eliminación de limitantes y retardantes dentro de una determinada actividad, típicamente dando como resultado la sustitución del operador o trabajador asignado a determinada función de control sobre cualquier tipo de proceso. (Kuo, 1996)

Los avances alcanzados dentro de la ingeniería de control han permitido los medios para poder alcanzar el comportamiento óptimo de los sistemas dinámicos, permitiendo la mejora en las operaciones manuales, repetitivas y rutinarias así como actividades sumamente compleja. (Ogata, 2003)

Los sistemas de control tienen como principales requerimientos cumplir con dos premisas sumamente importantes las cuales son:

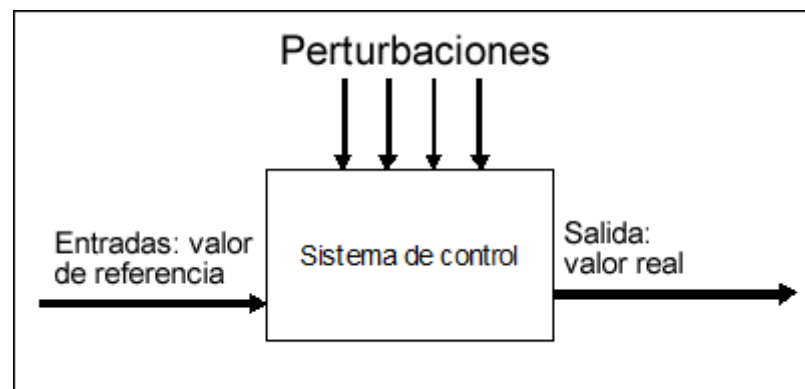
- Ser estables y robustos frente a perturbaciones y errores en los modelos
- Ser eficientes según un criterio preestablecido evitando comportamientos bruscos e irreales

## 2.5.1 CLASIFICACIÓN DE LOS SISTEMAS DE CONTROL

Los sistemas de control se pueden clasificar según su comportamiento de la siguiente manera:

- **Sistemas de control de lazo abierto**

Es aquel sistema en que solo actúa el proceso sobre la señal de entrada y da como resultado una señal de salida independiente a la señal de entrada, pero basada en la primera como se muestra en la Figura 2.6. Esto significa que no hay retroalimentación hacia el controlador para que éste pueda ajustar la acción de control. Es decir, la señal de salida no se convierte en señal de entrada para el controlador. (Ogata, 2003)



**Figura 2.5** Sistema de control de lazo abierto

Fuente: Ogata 2001

Las principales características de este tipo de sistemas de control son:

- Ser sencillos y de fácil concepto
- No aseguran una estabilidad ante una perturbación
- La salida nunca es comparada con la entrada del sistema
- Son afectados por perturbaciones tangibles e intangibles
- Su precisión depende de la calibración externa del sistema

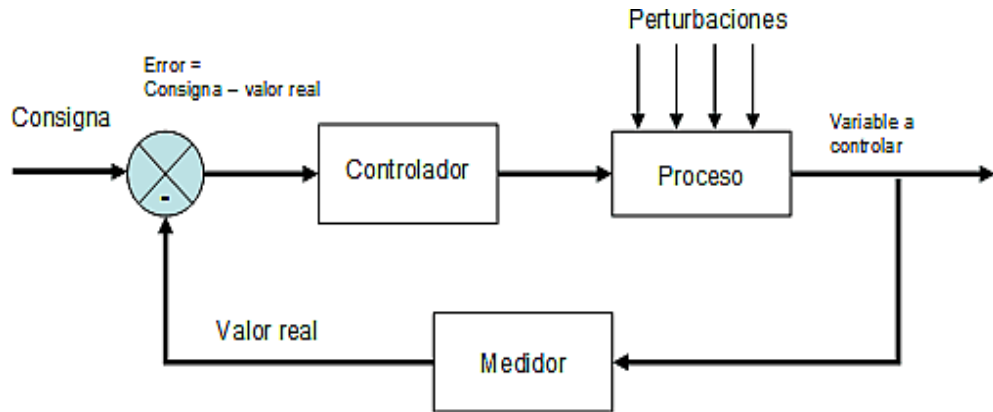
- **Sistemas de control de lazo cerrado**

Son los sistemas en los que la acción de control está en función de la señal de salida. Los sistemas de circuito cerrado usan la retroalimentación desde un resultado final para ajustar la acción de control en consecuencia. El control en lazo cerrado es imprescindible cuando se da alguna de las siguientes circunstancias:

- Cuando un proceso no es posible de regular por el hombre.
- Una producción a gran escala que exige grandes instalaciones y el hombre no es capaz de manejar.
- Vigilar un proceso es especialmente difícil en algunos casos y requiere una atención que el hombre puede perder fácilmente por cansancio o despiste, con los consiguientes riesgos que ello pueda ocasionar al trabajador y al proceso.

Las características de los sistemas de control de lazo cerrado son:

- Ser complejos, pero amplios en cantidad de parámetros.
- La salida se compara con la entrada y le afecta para el control del sistema.
- Ser más estable a perturbaciones y variaciones internas.
- Operan en un ancho de banda mayor que los sistemas de control en lazo abierto.
- Las perturbaciones exteriores son transformadas a señales eléctricas mediante transductores que permitan la interpretación de las mismas.



**Figura 2.6** Sistema de control en lazo cerrado.

Fuente: Ogata 2003

## 2.5.2 ELEMENTOS DE UN SISTEMA DE CONTROL AUTOMÁTICO

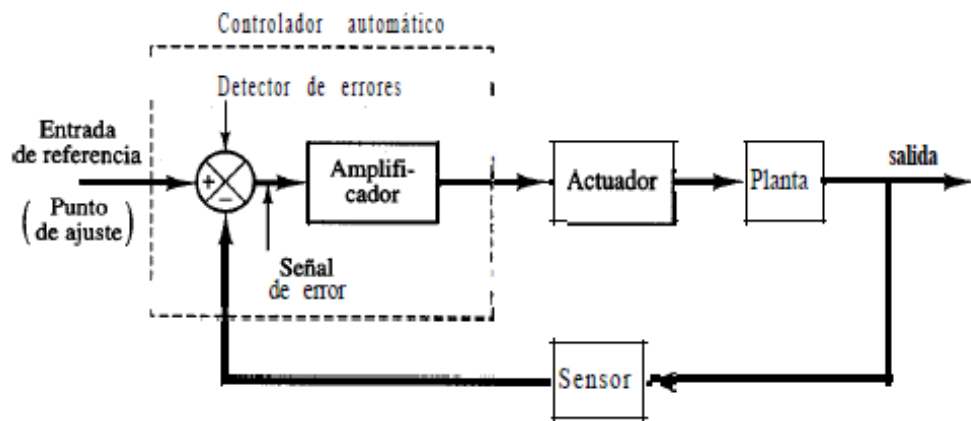
La mayoría de sistemas de control automáticos poseen elementos básicos que conforman un sistema de control como se muestra en la Figura 2.8 a continuación:

- **Actuador**

Un actuador es un dispositivo capaz de transformar energía hidráulica, neumática o eléctrica en la activación de un proceso con la finalidad de generar un efecto sobre un proceso automatizado. Este recibe la orden de un regulador o controlador y en función a ella genera la orden para activar un elemento final de control como, por ejemplo, una válvula.

Existen varios tipos de actuadores como son:

- Electrónicos
- Hidráulicos
- Neumáticos
- Eléctricos
- Piezoeléctrico
- Invasivos



**Figura 2.7** Arquitectura de un sistema de control

Fuente: Ogata 2003

Los actuadores hidráulicos, neumáticos y eléctricos son usados para manejar aparatos mecánicas. Por lo general, los actuadores hidráulicos se emplean cuando lo que se necesita es potencia, y los neumáticos son simples posicionamientos. Sin embargo, los hidráulicos requieren mucho equipo para suministro de energía, así como de mantenimiento periódico. Por otro lado, las aplicaciones de los modelos neumáticos también son limitadas desde el punto de vista de precisión y mantenimiento.

- **Sensores y Transductores**

Un sensor es un dispositivo capaz de detectar magnitudes físicas o químicas, llamadas variables de instrumentación, y transformarlas en variables eléctricas. Las variables de instrumentación pueden ser por ejemplo: temperatura, intensidad lumínica, distancia, aceleración, inclinación, desplazamiento, presión, fuerza, torsión, humedad, movimiento, pH, etc.

Un sensor se diferencia de un transductor en que el sensor está siempre en contacto con la variable de instrumentación, en el caso del transductor es el elemento que transforma una magnitud física en otra con lo que puede decirse también que es un dispositivo que aprovecha una de sus

propiedades con el fin de adaptar la señal que mide para que la pueda interpretar otro dispositivo. Como por ejemplo el termómetro de mercurio que aprovecha la propiedad que posee el mercurio de dilatarse o contraerse por la acción de la temperatura. Un sensor también puede decirse que es un dispositivo que convierte una forma de energía en otra, como se muestra en la Figura 2.9. (Eronini, 2001) (Rojas, 2010)



**Figura 2.8** Funcionamiento de un transductor

Fuente: OPC

### 2.5.3 ACCIONES BÁSICAS DE UN SISTEMA DE CONTROL

Un controlador automático compara el valor real de una planta con su respectiva entrada de referencia es decir el valor deseado para dicho sistema de control, el mismo producirá una señal de control que tendrá como objetivo la disminución del error a cero o lo más cercano a este valor. Esta acción se denomina acción de control. (Ogata, 2003)

La mayoría de controladores automáticos presentes en la actualidad son combinaciones de la electrónica con la mecánica, hidráulica, neumática, etc.

Las acciones básicas que usan los controladores de un sistema en lazo cerrado o control automático son:

- **De dos posiciones encendido o apagado (on/off)**

En este tipo de sistemas de control poseen dos posiciones fijas, que en la mayoría de ocasiones son encendidos y apagado. Este tipo de controladores son los más sencillos y los relativamente más económicos lo que los lleva a ser los más utilizados. (Ogata, 2003)

- **Proporcionales**

En los sistemas de control proporcionales para cualquiera que sea el mecanismo real y la forma de potencia de operación, el controlador proporcional es, en esencia un amplificador con una ganancia ajustable. (Ogata, 2003)

- **Integrales**

El modo de control Integral tiene como propósito disminuir y eliminar el error en estado estacionario, provocado por el modo proporcional. El control integral actúa cuando hay una desviación entre la variable y el punto de consigna, integrando esta desviación en el tiempo y sumándola a la acción proporcional. El error es integrado, lo cual tiene la función de promediario o sumarlo por un período determinado; Luego es multiplicado por una constante  $K_i$ . Posteriormente, la respuesta integral es adicionada al modo Proporcional para formar el control  $P + I$  con el propósito de obtener una respuesta estable del sistema sin error estacionario. (Kuo, 1996)

- **Derivativo**

La acción derivativa se manifiesta cuando hay un cambio en el valor absoluto del error. El error es la desviación existente entre el punto de medida y el valor consigna, o "Set Point". (Kuo, 1996)

La función de la acción derivativa es mantener el error al mínimo corrigiéndolo proporcionalmente con la misma velocidad que se produce; de esta manera evita que el error se incremente. (Ogata, 2003)

- **Integral-Proporcional-Derivativo**



Un PID es un mecanismo de control por realimentación que calcula la desviación o error entre un valor medido y el valor que se quiere obtener, para aplicar una acción correctora que ajuste el proceso. El algoritmo de cálculo del control PID se da en tres parámetros distintos: el proporcional, el integral, y el derivativo. El valor Proporcional determina la reacción del error actual. El Integral genera una corrección proporcional a la integral del error, esto nos asegura que aplicando un esfuerzo de control suficiente, el error de seguimiento se reduce a cero. El Derivativo determina la reacción del tiempo en el que el error se produce. (Kuo, 1996)

### **3. METODOLOGÍA**

En el diseño mecatrónico no solo se debe dominar el diseño mecánico clásico, también se debe dominar la Dinámica de los cuerpos rígidos, la resistencia de materiales, la mecánica de fluidos y la termodinámica aplicada; también se debe añadir a su ámbito de conocimientos, los principios electromagnéticos, la electrónica digital y análoga, y la programación de controladores. (Rojas, 2010)

Esto se debe a que los productos modernos más eficientes, livianos y económicos, los componentes electromagnéticos, la electrónica y la programación de controladores vienen integradas en el producto de una manera inseparable o con fronteras difusas respecto de los elementos mecánicos clásicos. (Alaciatore, 2007)

Es en el diseño conceptual donde se define principalmente el resultado final del proceso de diseño y la calidad de la solución del problema. En la fase de diseño conceptual donde la creatividad, conocimiento de principios físicos y la experiencia del diseñador serán útiles para llegar a un diseño óptimo y preciso (Cross, 2003).

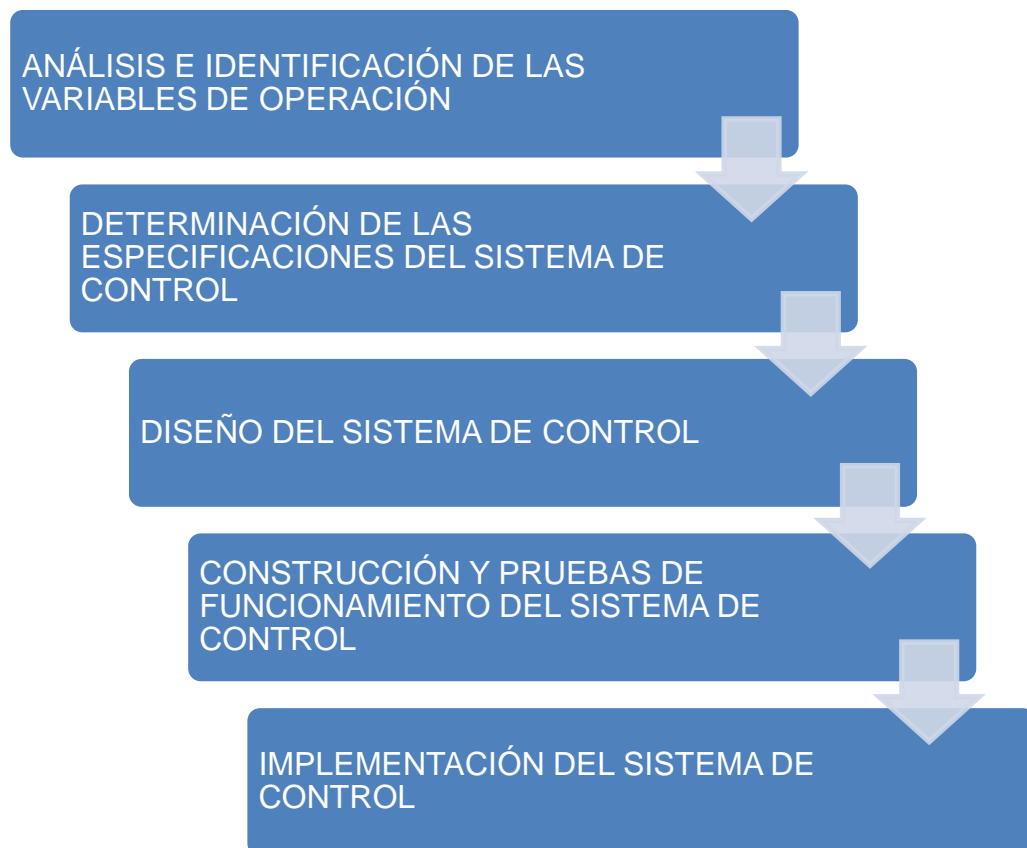
El proceso de diseño y desarrollo de productos no es igual para todos los productos, en realidad es posible considerar que cada producto posee un proceso propio con aspectos comunes a otros productos, además de aspectos diferenciadores. (Necsulescu, 2002)

La metodología del diseño y desarrollo de productos no es una secuencia ordenada y rígida de actividades, sino que se realiza con una estructura muy flexible, con muchas actividades de diversos campos de la ingeniería y conocimientos del diseñador, lo que no es una desventaja si no por el contrario es la posibilidad de la introducción y flexibilidad se da la posibilidad al surgimiento de productos innovadores y exitosos. (Rojas, 2010)

En el proceso de diseño hay tres grandes fases de desarrollo, estas fases pueden repetirse, realimentarse e intercambiar información entre ellas tantas veces como sea necesario hasta que se consiga satisfacer con todas las necesidades del diseño. (Sanchez, 2007)

El proceso de diseño y desarrollo de productos se realiza utilizando herramientas avanzadas para facilitar el proceso y obtener un mejor resultado. Estas herramientas incluyen métodos y tecnologías para realizar actividades determinadas dentro del diseño. (Norton, 2007)

Se debe escoger los métodos y tecnologías más apropiadas para el producto en particular, para lo cual se requiere poseer un conocimiento de los temas pertinentes con un nivel de profundidad y amplitud adecuadas. Teniendo en cuenta las ideas y conceptos mencionados sobre la metodología del diseño mecatrónico, se llega a la conclusión que se necesita establecer una metodología adecuada para el proceso de diseño de este sistema de control la cual se muestra en la Figura 3.1 con la cual se espera concebir un diseño que cumpla con las necesidades y especificaciones de este proyecto.



**Figura 3.1** Metodología seleccionada para el proyecto

### 3.1. ANÁLISIS E IDENTIFICACIÓN DE LAS VARIABLES DE OPERACIÓN

En la construcción del sistema de control se toma en cuenta especificaciones de funcionamiento, las cuales limitan la capacidad y la forma en que el sistema de control reacciona a las condiciones de funcionamiento y del medio donde el mismo se desempeña.

#### 3.1.1. TEMPERATURA EN LA SUPERFICIE DE CONTACTO

En el sistema la temperatura en la superficie del colchón o área de contacto estarán limitadas por los siguientes rangos de temperatura en grados centígrados, los cuales conllevarán una serie de condiciones al funcionamiento del mismo, las cuales se describen en la Tabla 3.1 a continuación:

**Tabla 3.1** Temperaturas de la superficie del colchón en funcionamiento

<b>TEMPERATURA EN GRADOS CENTÍGRADOS</b>	<b>ACCIÓN DEL SISTEMA</b>
<b>0 °C A 30 °C</b>	Sistema inactivo con movimiento pausado
<b>30 °C A 45 °C</b>	Sistema activo con movimiento intenso
<b>45 °C A 75 °C</b>	Sistema entra en modo de emergencia

### 3.1.2. HUMEDAD EN LA SUPERFICIE DE CONTACTO

La humedad que esté presente en la superficie del colchón proporcionará parámetros, los cuales condicionarán el funcionamiento del sistema de la forma que se detalla en la Tabla 3.2 a continuación:

**Tabla 3.2** Porcentajes de humedad en la superficie del colchón durante el funcionamiento

<b>% DE HUMEDAD</b>	<b>ACCIÓN DEL SISTEMA</b>
<b>50% A 70%</b>	Sistema inactivo con movimiento pausado
<b>71% A 92%</b>	Sistema activo con movimiento intenso
<b>93% A 97%</b>	Sistema entra en modo de emergencia

### 3.2. DETERMINACIÓN DE LAS ESPECIFICACIONES DEL SISTEMA DE CONTROL

En esta sección se tomará en cuenta los criterios más importantes y los componentes del sistema en una evaluación de los diferentes tipos de diseños y de componentes disponibles en el mercado como se muestra en la Tabla 3.3.

Por medio de este análisis se espera llegar a la decisión de los más adecuados componentes para este sistema que permitan su correcto funcionamiento y su eficaz mantenimiento preventivo como correctivo a lo largo de su vida útil.

Los diferentes elementos y las opciones de cada uno de ellos, para la elección de los elementos adecuados, se realizará un estudio de criterios ponderados.

**Tabla 3.3** Descripción de los elementos del sistema y sus opciones de construcción

<b>ELEMENTO DEL SISTEMA</b>	<b>OPCIÓN 1</b>	<b>OPCIÓN 2</b>	<b>OPCIÓN 3</b>
<b>SENSOR DE TEMPERATURA</b>	DHT-11	DHT-22	Termopar tipo j
<b>UNIDAD DE PROCESAMIENTO</b>	ARDUINO	PIC18F4550	RASBERRY
<b>MATERIAL DEL ENCAPSULADO DEL TABLERO DE CONTROL</b>	FIBRA VULCANIZADA DE DENSIDAD MEDIA	ALUMINIO	TOL GALVANIZADO
<b>ELEMENTO DE CONTROL DE POTENCIA</b>	RELÉ DE CONTROL	TRIAC	TRANSISTOR

Los criterios en los que se basarán las decisiones de los componentes de control son:

- Disponibilidad en el mercado
- Costo del elemento en el mercado
- Facilidad de manipulación
- Nivel médico

El estudio de los criterios, de los pesos ponderados y de las alternativas para cada elemento que componen el sistema de control. Los resultados del estudio se describen en la Tabla 3.4 a continuación:

**Tabla 3.4** Estudio de selección de componentes

CRITERIO	ELEMENTO DEL SISTEMA											
	SENSOR DE TEMPERATURA			UNIDAD DE PROCESAMIENTO			MATERIAL UNIDAD DE CONTROL			ELEMENTO DE CONTROL DE POTENCIA		
	DTH-11	DTH-22	TERMOPAR TIPO J	ARDUINO	PIC 18F4550	RASBERRY	MDF	ALUMINIO	TOL GALVANIZADO	RELÉ DE CONTROL	TRIAC	TRANSISTOR
DISPONIBILIDAD EN EL MERCADO	3	3	3	3	2	2	2	2	3	3	3	3
COSTO EN EL MERCADO	3	2	1	2	2	2	2	1	3	2	3	3
FACILIDAD DE MANIPULACIÓN	2	2	1	3	2	3	2	2	2	2	2	2
MODULARIDAD MÉDICA	3	3	1	3	1	3	3	2	0	3	1	2
SUMA DE CRITERIOS	11	10	6	11	7	10	9	7	8	10	9	10
DESCRIPCIÓN DE LOS ÍNDICES DE CALIFICACIÓN												
CALIFICACIÓN	SIGNIFICADO											
1	INACEPTABLE											
2	NORMAL											
3	ACEPTABLE											

Una vez realizado el análisis, en el que se estructuró las alternativas para cada uno de los elementos que componen el sistema de control, se presentan en la Tabla 3.5.

### 3.3. DISEÑO DEL SISTEMA DE CONTROL

En la presente sección se presentan los algoritmos de programación de los diferentes tipos de funcionamiento, además de la arquitectura de dicho sistema, las interfaces de adquisición y de potencia que permitirán la interacción de este sistema con el entorno y con el equipo a controlar

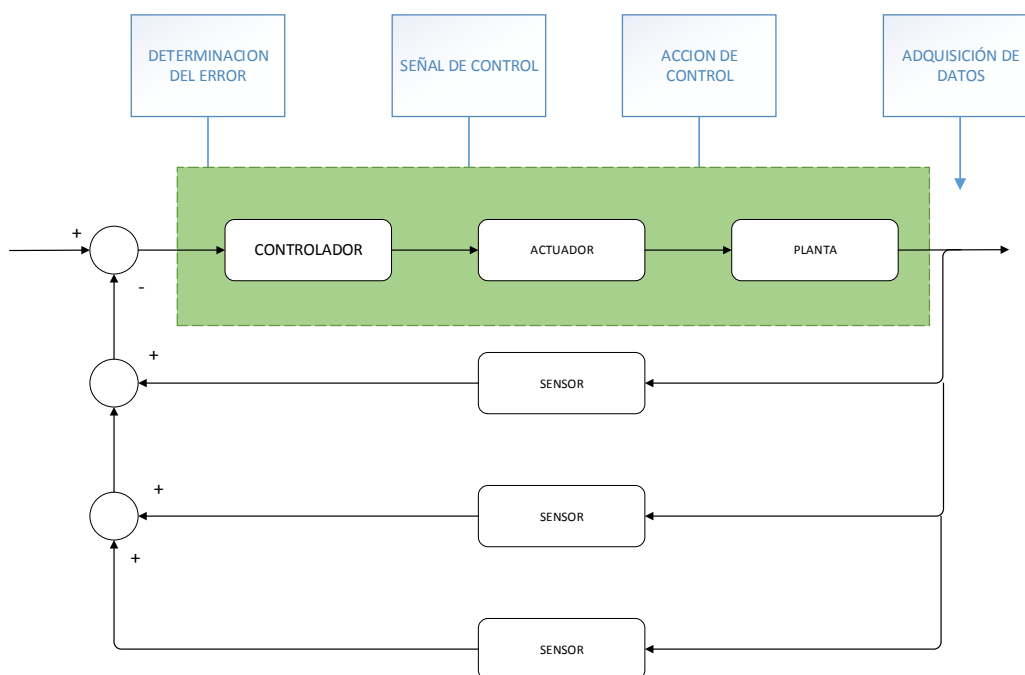


**Tabla 3.5** Elementos seleccionados para el sistema

ELEMENTO DEL SISTEMA	TIPO DE COMPONENTE
RECEPTOR DE TEMPERATURA	DTH-11
PLACA DE CONTROL	ARDUINO
MATERIAL DEL ANAQUEL DEL TABLERO DE CONTROL	FIBRA VULCANIZADA DE DENSIDAD MEDIA
ELEMENTO CONTROLADOR	RELÉ DE CONTROL

### 3.3.1 ARQUITECTURA DEL SISTEMA DE CONTROL

El tipo de sistema de control es la de lazos de realimentación en paralelo, con lo cual cualquiera de los sensores retroalimentan a la unidad de procesamiento, la cual tomará la decisión con los datos obtenidos para el control de la planta. La arquitectura del sistema de control se muestra en la Figura 3.2. En la figura se puede observar la arquitectura de sistema de control en modo manual.



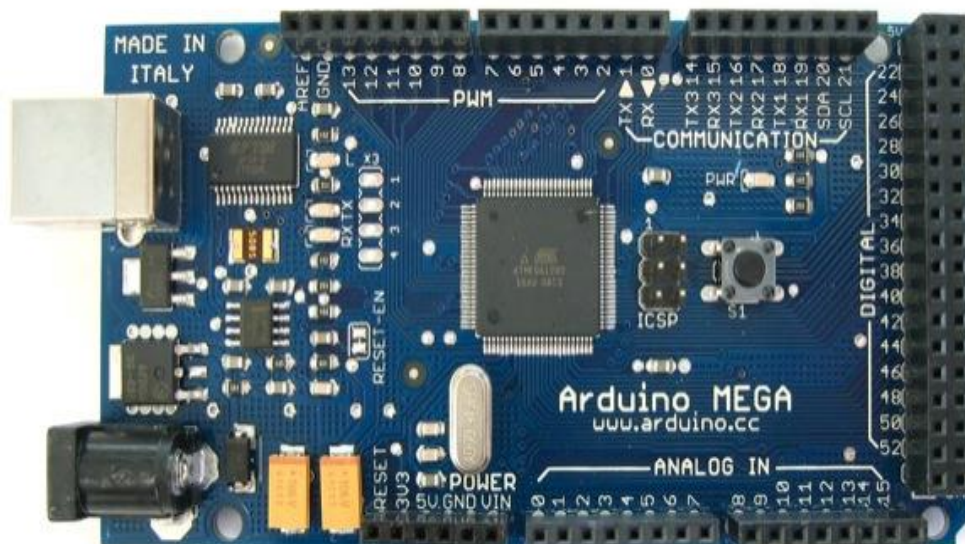
**Figura 3.2** Arquitectura de sistema de control de lazos en paralelo

### 3.3.2. DISEÑO DEL ALGORITMO DE PROCESAMIENTO Y CONTROL

En esta sección se desarrollara los diferentes algoritmos que permiten el tratamiento de los datos enviados desde los sensores, la toma de toma de decisiones y los eventos externos enviados desde el tablero de control.

- **Unidad De Procesamiento Arduino Mega**

El arduino mega es una placa basada en el chip de procesamiento ATmega 1280 cuenta con 54 pines digitales los cuales pueden ser entradas o salidas según convenga a programador, dentro de estos se cuenta con 14 pines los cuales tienen la capacidad de ser salidas pwm, 16 entradas analógicas, 4 puertas seriales de tipo UARTs, un oscilador de 16 MHz, una conexión USB, un conector de alimentación y una cabecera ICSP. La distribución física de los componentes se muestra en la Figura 3.3.

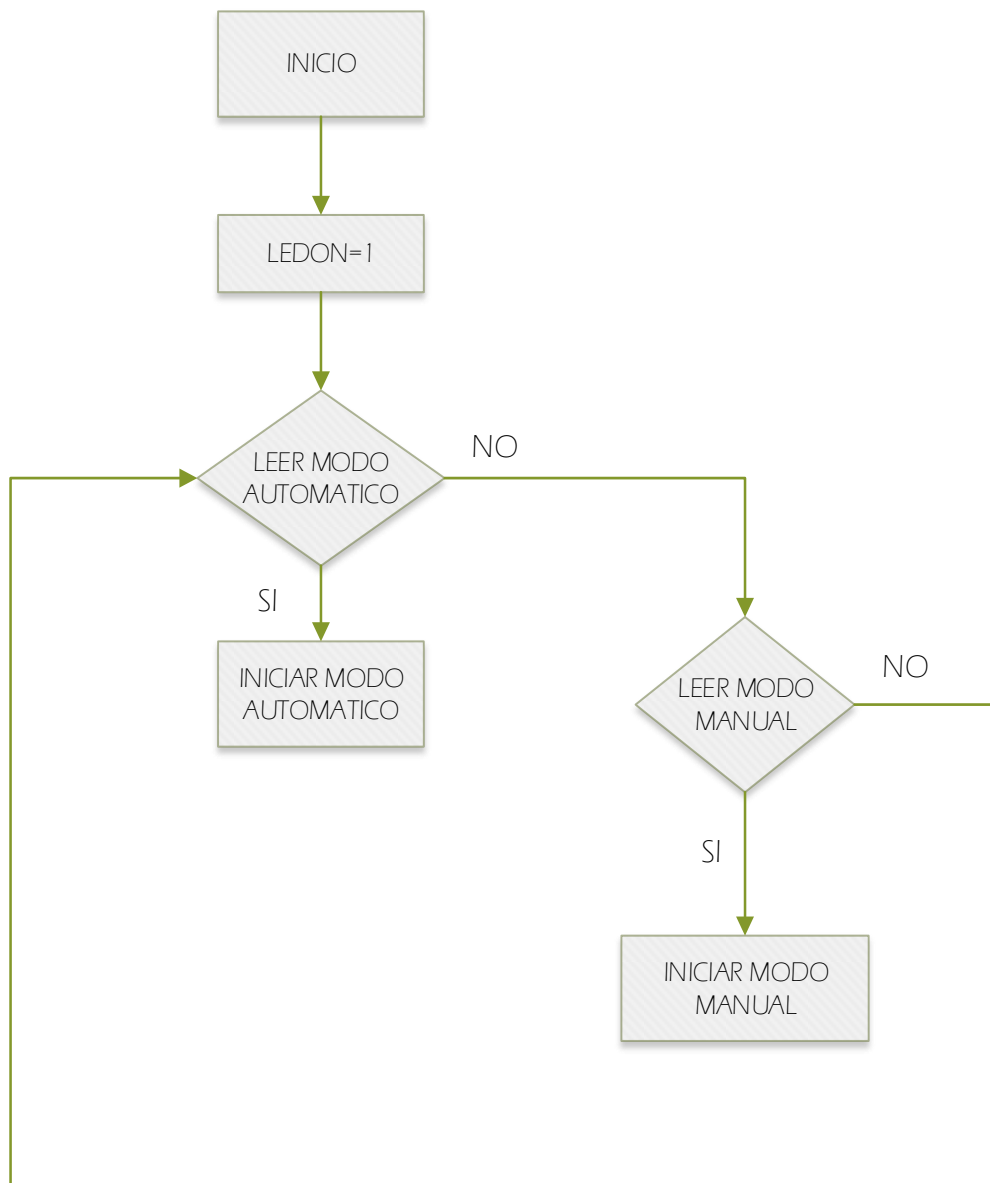


**Figura 3.3** Placa arduino Mega

Fuente: Arduino 2003

- **Flujograma del proceso de modo de operación**

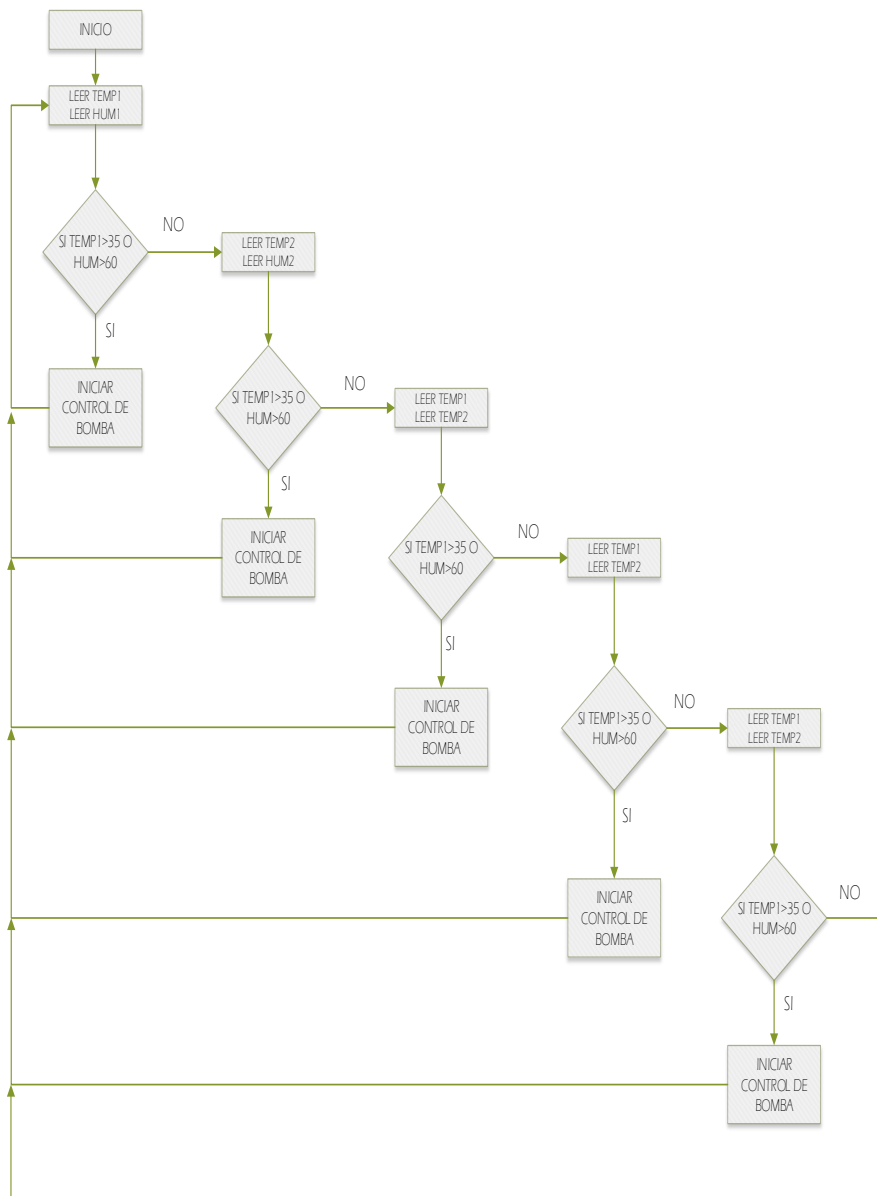
Es la parte del programa que describe el funcionamiento del control general del mismo como se muestra en la Figura 3.4.



**Figura 3.4** Flujograma del proceso de selección del modo de operación

- **Flujograma del proceso de recolección de datos**

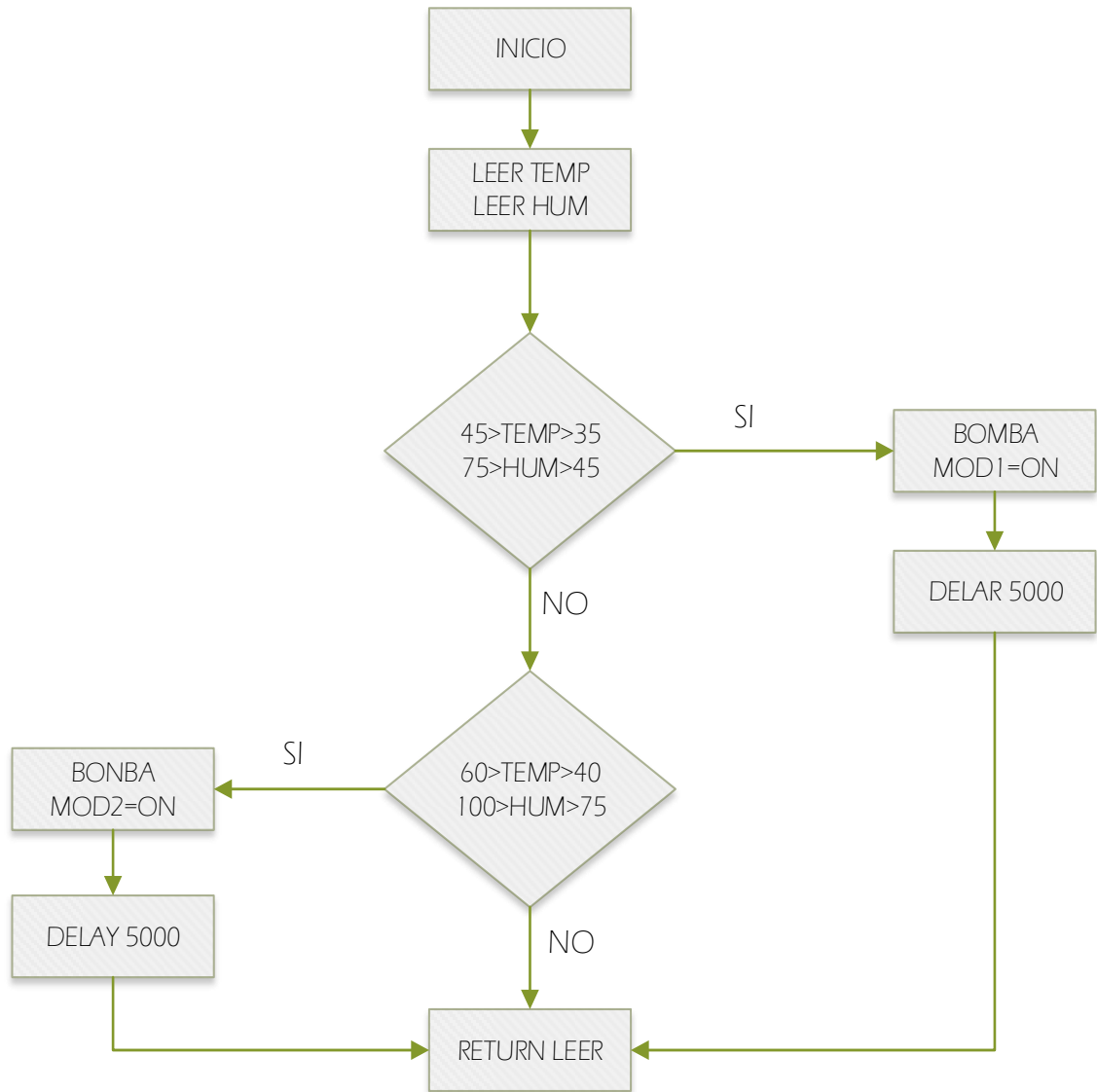
Es la parte del programa donde se muestra como se realiza la obtención de los datos de temperatura y de humedad de los sensores el cual se describe en la Figura 3.5.



**Figura 3.5** Flujograma del procesamiento de recolección de datos

- **Flujograma del proceso de control del actuador**

Describe como el programa selecciona el tipo de funcionamiento que tendrá la bomba como se muestra en la Figura 3.6 dependiendo de las lecturas de temperatura y humedad.



**Figura 3.6** Flujograma del proceso de control del actuador

### 3.3.3. DISEÑO DEL SUBSISTEMA DE ADQUISICIÓN DE DATOS

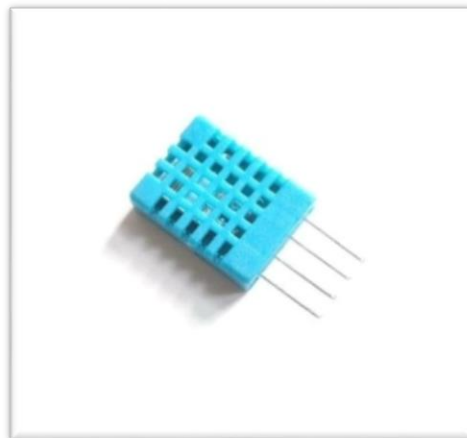
La adquisición de datos se realiza por medio de un sensor de temperatura y humedad DTH11, además una interfaz serial de recepción de datos.

- **Sensor DTH11**

Este bloque de circuitos incorpora un sensor de temperatura y humedad complejo con una salida de señal digital calibrada, mediante el uso de una

señal exclusiva de adquisición digital de datos de la temperatura y humedad, además del envío serial de datos a través de un canal exclusivo de la placa del sensor.

Este tipo de encapsulado que se muestra en la Figura 3.7 garantiza una alta fiabilidad y excelente estabilidad a largo plazo ante los cambios de temperatura y humedad. Este sensor incluye una medición de la humedad de tipo resistivo y un componente para la medición de temperatura mediante un componente NTC de alto rendimiento con una resolución de datos de 8 bits que ofrece su controlador integrado, esto garantiza una excelente calidad en el envío de datos y en la respuesta rápida ante los cambios de cualquiera de las dos magnitudes que le mismo mide. (D-ROBOTICS, 2010)

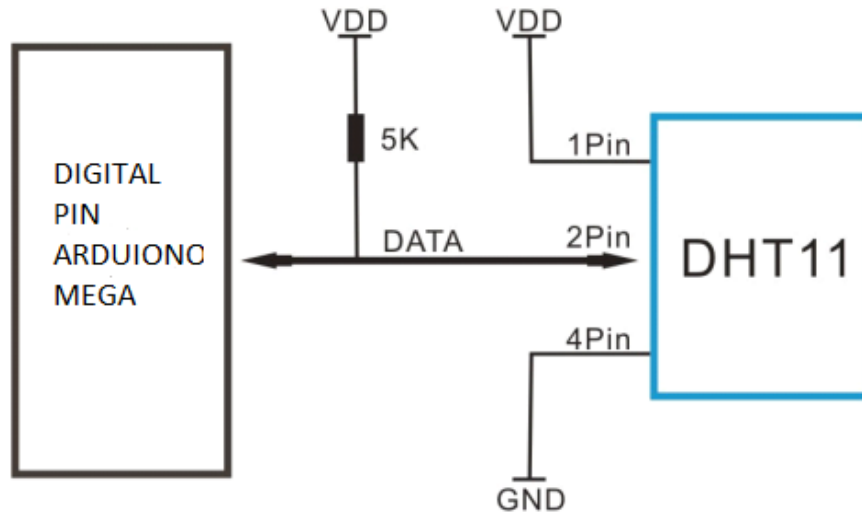


**Figura 3.7** Sensor de temperatura y humedad DTH11

Fuente: Arduino 2003

- **Conexión del sensor DTH11**

Cuando el cable de conexión es inferior a 20 metros, se recomienda una resistencia de pull-up como se muestra en la Figura 3.8. Además de las conexiones de alimentación.



**Figura 3.8** Conexión del sensor DHT11

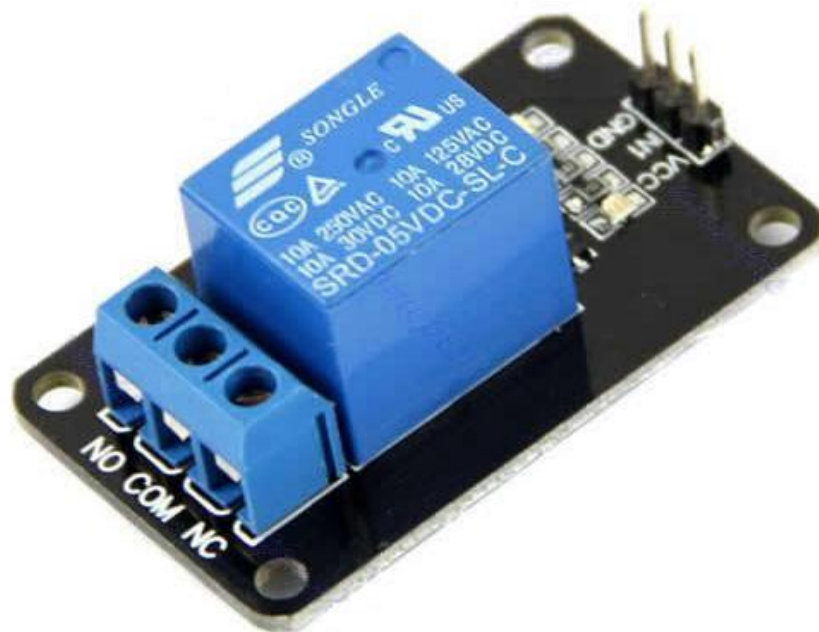
Fuente: Arduino 2003

### 3.3.4. SUBSISTEMA DE ACONDICIONAMIENTO DE SEÑAL

El acondicionamiento de señal se lo realiza con un relé de control el cual realiza la función de conexión entre el sistema de control y su actuador, este tendrá a cargo el accionar la bomba que suministra aire al colchón obedeciendo las señales de control que la unidad de procesamiento envíe al mismo. El relé de control se muestra en la Figura 3.9.

### 3.3.5. DISEÑO DEL SUBSISTEMA DE MANDO

La interfaz de control del sistema será mediante un tablero de control, el cual dispondrá de los botones que controlarán el sistema y sus funciones como se describe en la Tabla 3.6.



**Figura 3.9** Relé de control arduino

**Fuente:** Arduino 2003

**Tabla 3.6** Descripción de las funciones del tablero de control

PULSADOR	ACCIÓN DENTRO DEL SISTEMA
<b>Encendido</b>	Pone en marcha el sistema
<b>Apagado</b>	Cierra el sistema
<b>Paro de emergencia</b>	Apaga todo el sistema
<b>Funcionamiento Normal</b>	El sistema funciona sin tomar en cuenta los sensores con una alta intensidad
<b>Automático</b>	El sistema determina la intensidad del sistema de aire de acuerdo a los datos obtenidos de los sensores



El esquema de conexiones del tablero de control se muestra en la Figura 3.10, donde se muestra los pulsadores de control y los indicadores luminosos del sistema de control y todas sus alarmas.

- **Cálculo de los Elementos del Tablero de Control**

Se calculará las resistencias limitadoras para evitar el daño de estos elementos y de la unidad de control, utilizando la ecuación 3.1 que se muestra a continuación:

$$R_{lim} = \frac{VCC - VDiodo}{ID} \quad [3.1]$$

Donde:

R<sub>lim</sub>: resistencia limitadora del diodo led

VCC: voltaje del sistema

VDiodo: voltaje del diodo

ID: corriente suministrada por la tarjeta de control

Los datos de consumo del voltaje de los diodos LED según el color que los mismos se muestran en la Tabla 3.7.

**Tabla 3.7** Voltajes necesario para el funcionamiento de los diodos

TIPO DE DIODO LED	VOLTAJE NECESARIO
LED ROJO DIFUSO	1.8V
LED ROJO BRILLANTE	1.9V
LED VERDE DIFUSO	2.1V
LED NARANJA Y AMARILLO	2.0V
LED VERDE, LED AZUL Y LED BLANCO BRILLANTE	3.4V

Una vez determinadas todas las variables de la ecuación del cálculo de las resistencias limitadoras de los diodos de control, se obtienen los siguientes valores los cuales se presentan en la Tabla 3.8 a continuación:

**Tabla 3.8** Valores calculados para las resistencias limitadoras

LED INDICADOR	VALOR CALCULADO [Ohm]	VALOR COMERCIAL [Ohm]
ENCENDIDO	80	100
APAGADO	155	180
MODO MANUAL	80	100
MODO AUTOMÁTICO	80	100
INDICADOR ESTADO DEL SENSOR	80	100

En la Figura 3.11 se muestra en un diagrama el sistema de control diseñado con todos sus componentes y controles que intervienen en el funcionamiento del mismo.

### 3.4. CONSTRUCCIÓN Y PRUEBAS DE FUNCIONAMIENTO DEL SISTEMA DE CONTROL

En la presente sección se muestra la construcción de todas las etapas que componen el sistema de control, siguiendo la secuencia de la sección anterior, además de las pruebas de funcionamiento de los mandos, los sensores y alertas luminosas.

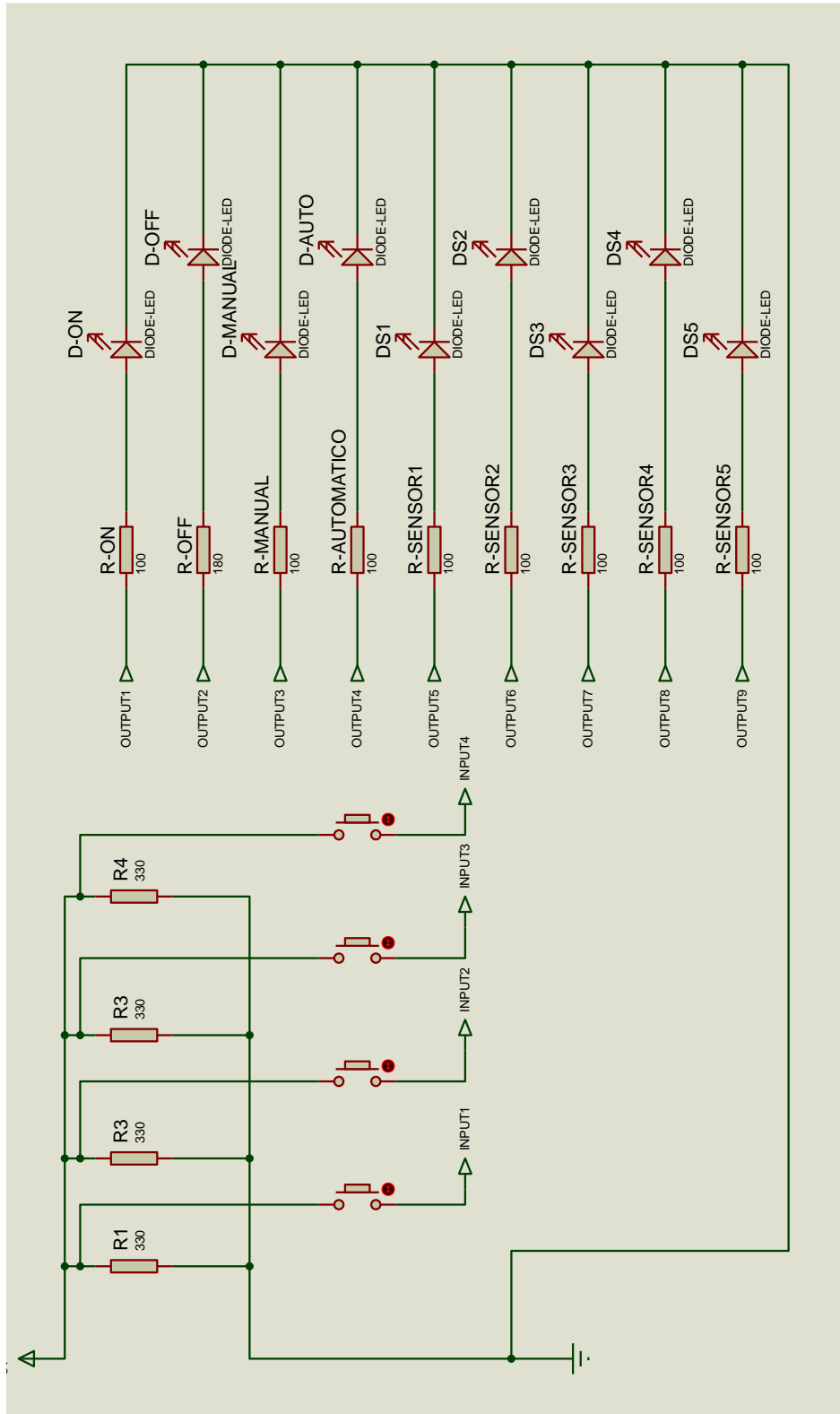
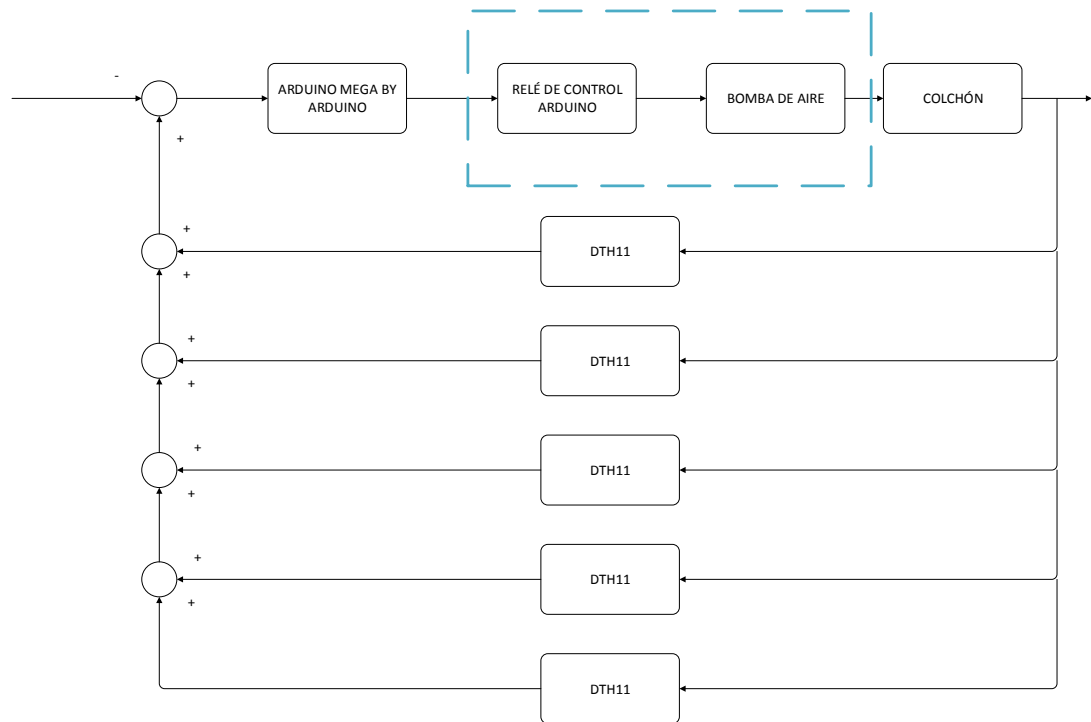


Figura 3.10 Esquema de conexiones del tablero de control



**Figura 3.11** Diagrama de sistema de control con todos sus componentes

### 3.4.1 ALGORITMO DE CONTROL GENERAL

El algoritmo del sistema de control posee las declaraciones de todas las variables de los sensores colocados en el colchón, además de las condiciones para que el sistema funcione de acorde a las especificaciones para el desarrollo y funcionamiento de este dispositivo.

### 3.4.2 CONSTRUCCIÓN Y PRUEBAS DEL SUBSISTEMA DE ADQUISICIÓN DE DATOS

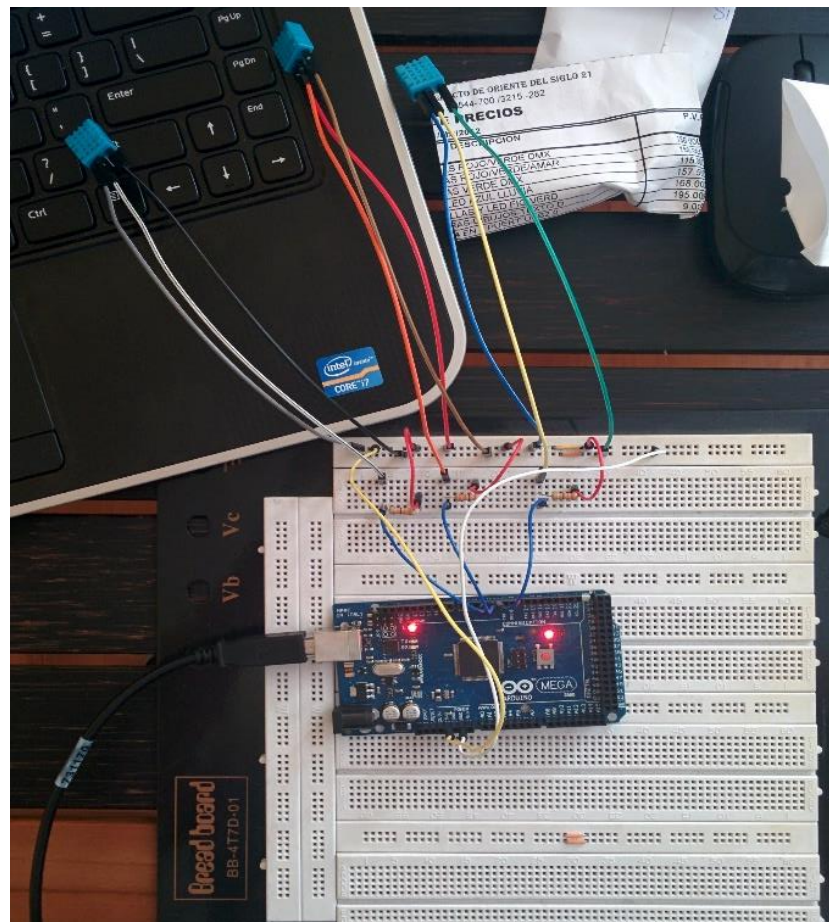
El subsistema de recolección de datos posee una biblioteca diseñada dentro del sistema además de su respectiva subrutina para la recolección de los mismos, además se muestran las pruebas de la recepción de los datos de los sensores y de la reacción del sistema ante el fallo de algún sensor.

- **Construcción Del Subsistema De Adquisición De Datos**

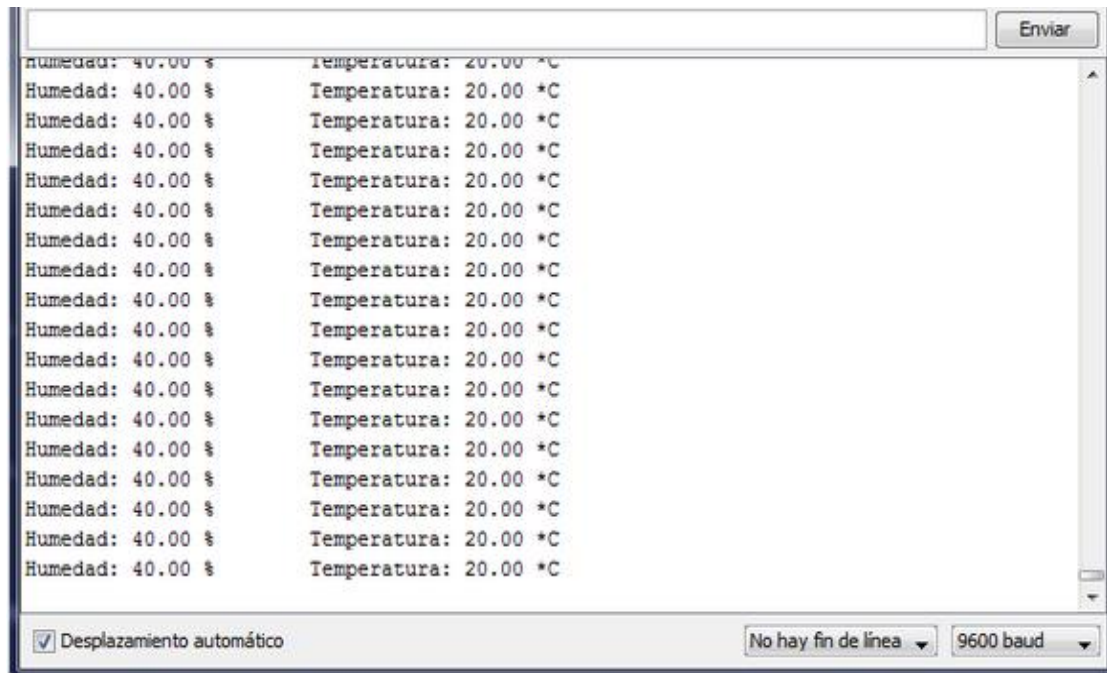
La construcción de la interfaz para la recolección de datos de los sensores se muestra en la Figura 3.13, la misma presenta la protección necesaria para evitar las pérdidas de información durante la transmisión además de las conexiones necesarias para el funcionamiento de los sensores.

- **Pruebas De Recepción De Datos**

Como se la Figura 3.14 la recepción serial de los datos de cada sensor llega al programa ordenado en datos de humedad seguidos por datos de temperatura, los mismo son almacenados en las respectivas variables para poder procesarlos.



**Figura 3.12** Subsistema de adquisición de datos



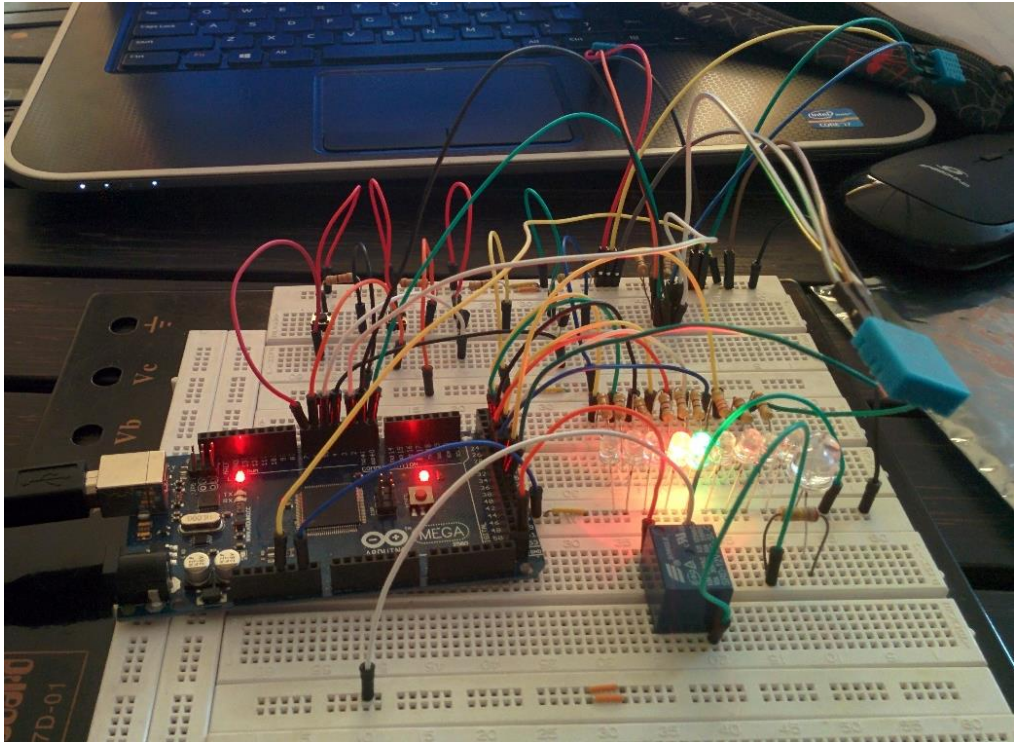
**Figura 3.13** Recepción de datos de los sensores

Además se realiza un arreglo en el algoritmo para la detección de errores o incoherencias en los valores recibidos en el sistema, una vez presentado esto se indicará mediante una señal luminosa el o los sensores que presenten esta condición como se indica en la Figura 3.15. En ella se puede observar que una vez desconectados dos sensores, el sistema enciende dos señales luminosas correspondientes al número de los sensores que presenten esta falla.

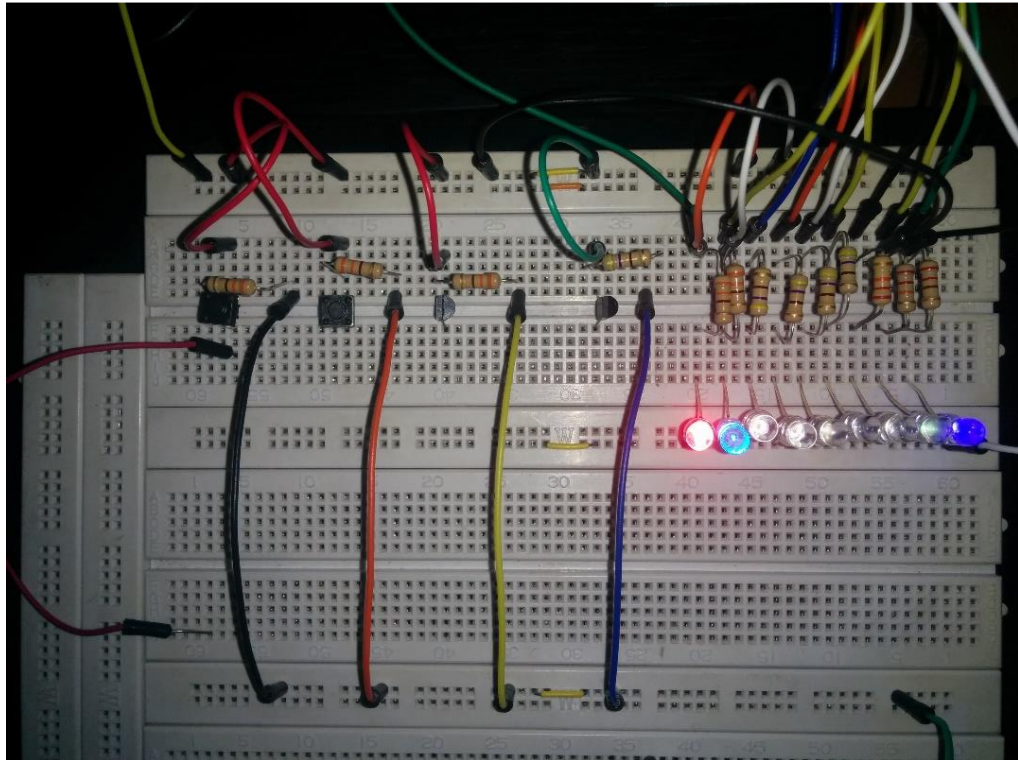
#### **3.4.4 CONSTRUCCIÓN DEL SISTEMA DE MANDO**

En la construcción del sistema de mando se procede a la conexión de las entradas de selección de modos, de control general del sistema y de los indicadores luminosos. Los cuales mostrarán el estado del sistema además de las alertas que puedan producirse durante el funcionamiento, todos estos elementos se presentan en la Figura 3.16.





**Figura 3.14** Indicador de falla de sensor



**Figura 3.15** Conexión tablero de control

### 3.3.5 SISTEMA CONSTRUIDO CON TODOS SUS COMPONENTES

En la Figura 3.17 se presenta el sistema con todos los subsistemas que lo componen, para proceder con las pruebas de comportamiento del mismo.

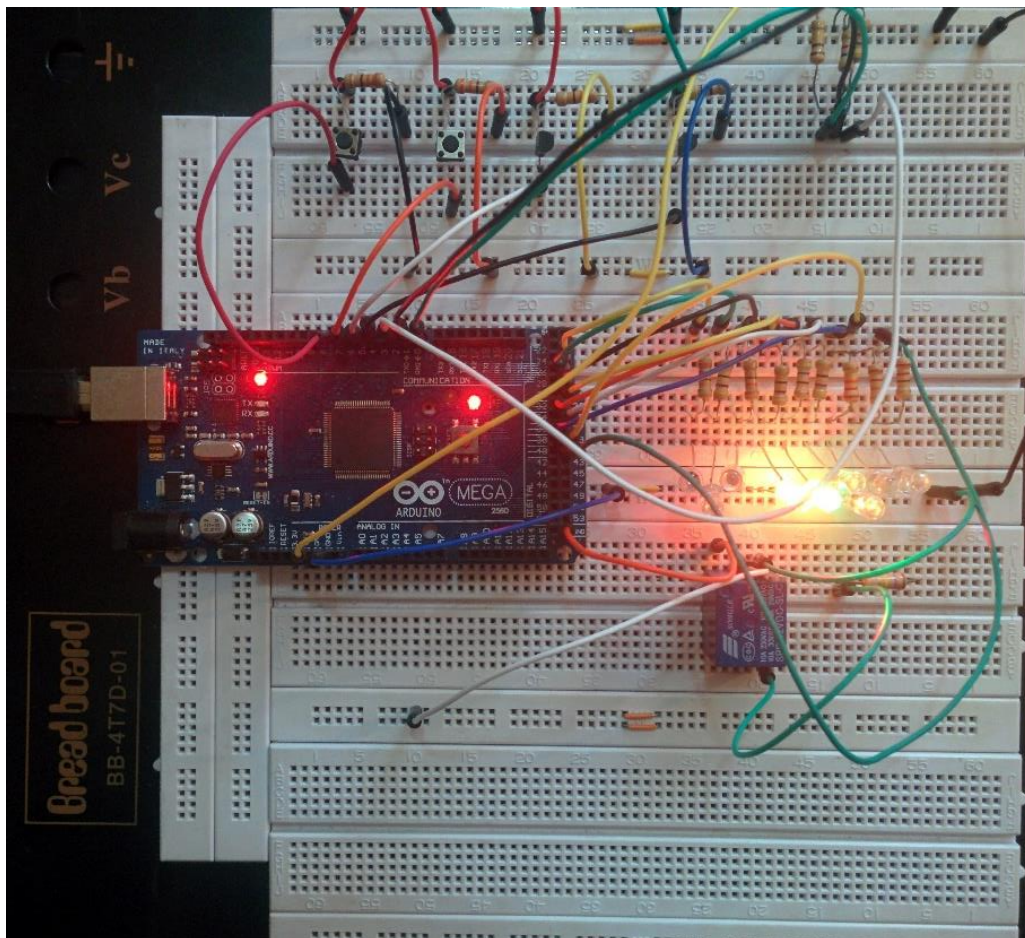


Figura 3.16 Sistema de control completo

### 3.3.6 PRUEBAS DEL SISTEMA DE CONTROL

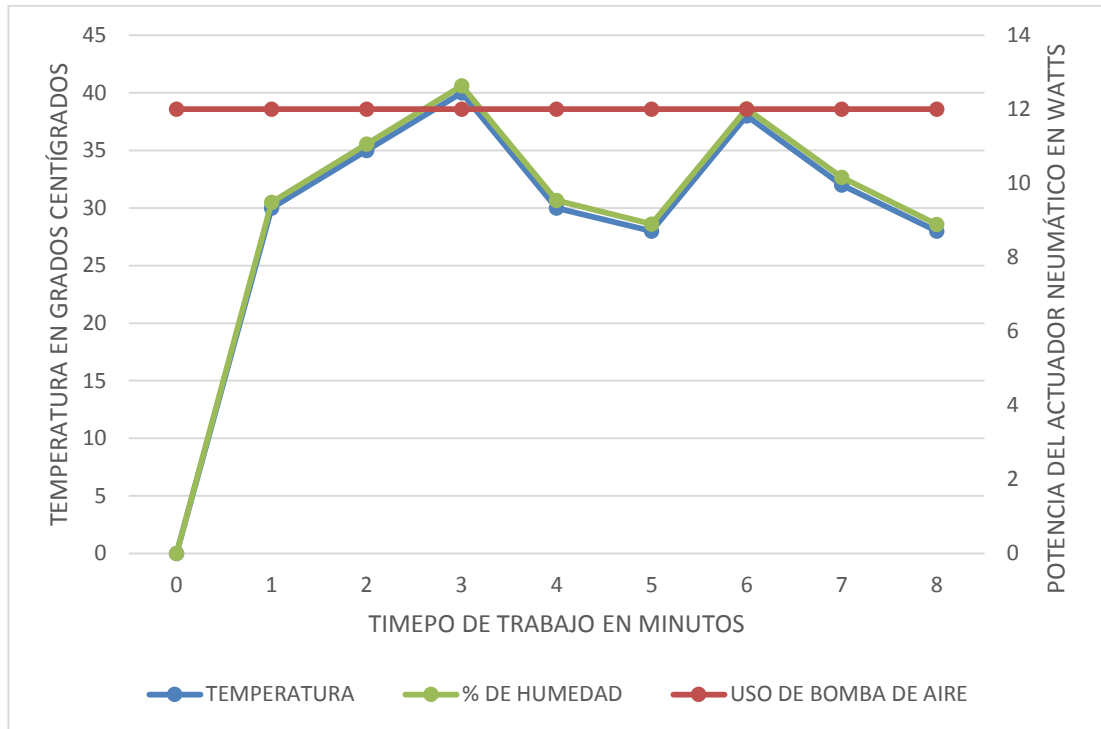
Se procede con las pruebas del comportamiento del sistema de control con todas sus entradas y salidas ya construidas y con el algoritmo de control cargado en la unidad de procesamiento.



- **Modo normal**

En este modo el sistema funciona sin importar las lecturas entregadas por los sensores, lo que ocasiona que el dispositivo de suministro de aire siempre se encuentre funcionando en su máxima capacidad.

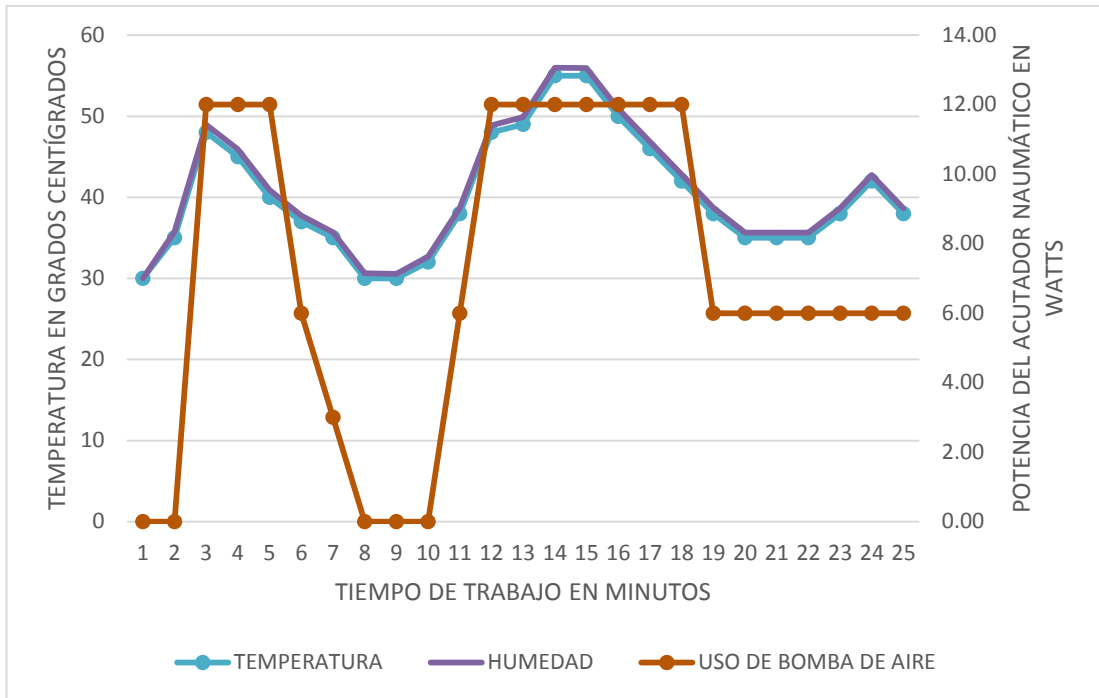
Como se muestra en la Figura 3.18 a continuación.



**Figura 3.17** Comportamiento del sistema de control en modo manual

- **Modo Automático**

En este modo el sistema se comporta de acuerdo a los valores enviados por los sensores de temperatura y humedad, permitiendo de esta manera que el uso de la bomba de aire del sistema sea el óptimo de acuerdo a la situación que se presente, el comportamiento del sistema se muestra en la Figura 3.19



**Figura 3.18** Comportamiento del sistema en modo automático

Una vez concluidas las pruebas de funcionamiento, en las cuales se ha sometido al sistema a condiciones lo más parecidas a las que enfrentara una vez implementado el sistema de prevención de escaras. Obteniendo una respuesta del sistema ante los cambios de las magnitudes físicas en la superficie del colchón, se ve que esta respuesta va de acuerdo con los parámetros planteados para este sistema de control.

### 3.5 IMPLEMENTACIÓN DEL SISTEMA DE CONTROL

A continuación se muestra el proceso de la implementación del sistema de control antes mencionado, se indicara el diseño y la construcción del PCB que contiene todos los subsistemas antes mencionados, además del sistema completo con todos los componentes.

### 3.5.1 CONSTRUCCIÓN DEL PCB DE CONTROL DEL SISTEMA

A continuación en la Figura 3.20 de muestra el diagrama de las pistas y conexiones del PCB del circuito de control. En el cual se ubican las conexiones de los componentes del tablero de control además de los del sistema de adquisición de datos. En la Figura 3.21 se muestra el PCB terminado

### 3.5.2 ELABORACIÓN DEL GABINETE PARA EL SISTEMA DE CONTROL

El diseño de la caja que contendrá en sistema de control con todos los componentes se muestra a continuación en la Figura 3.22.

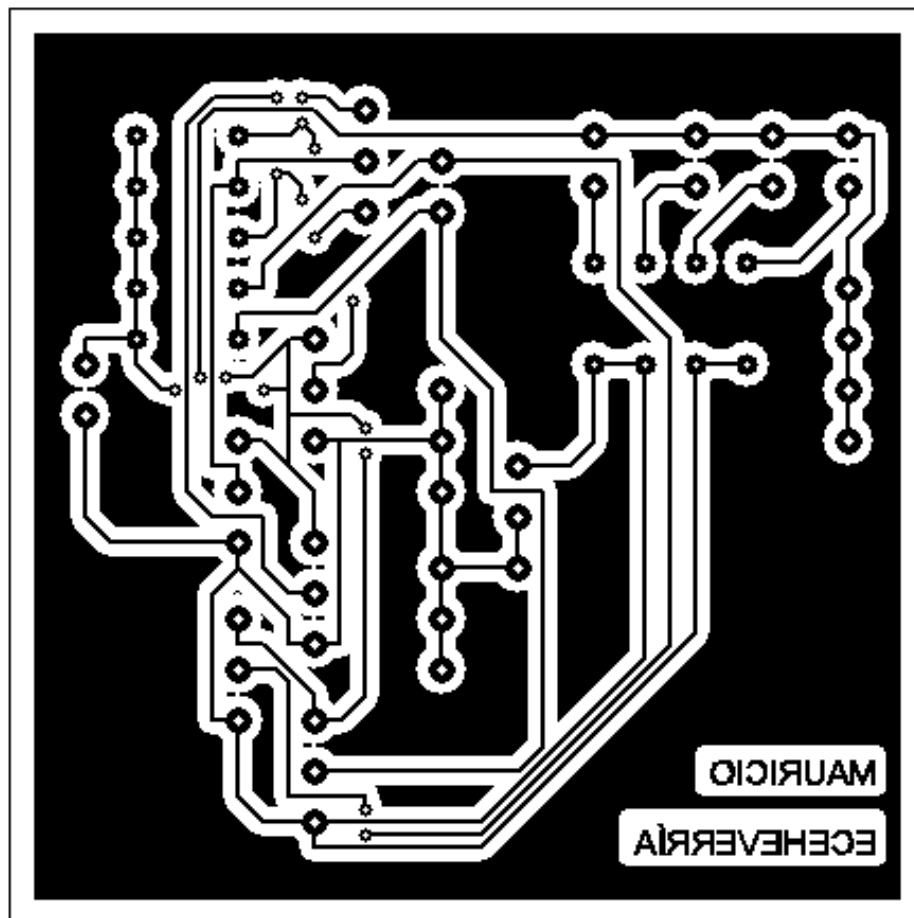
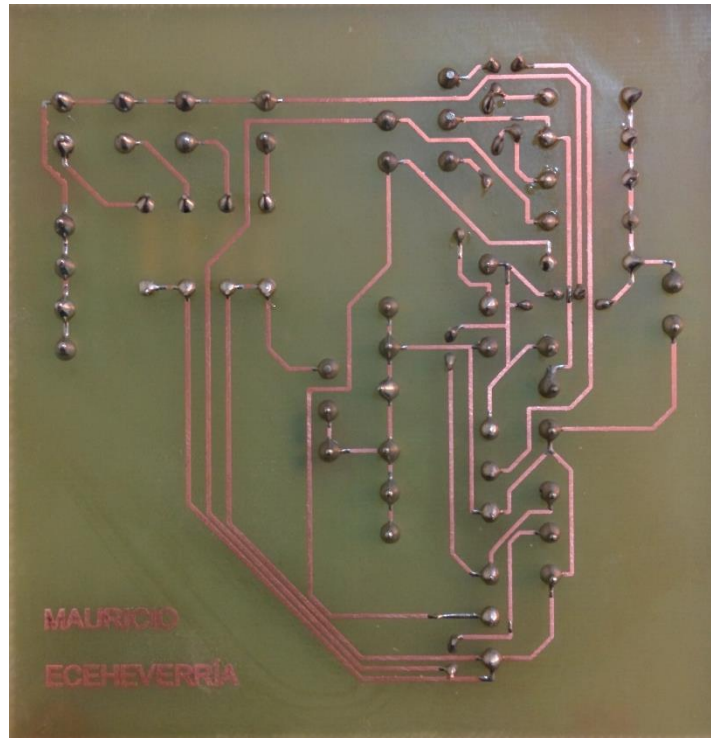


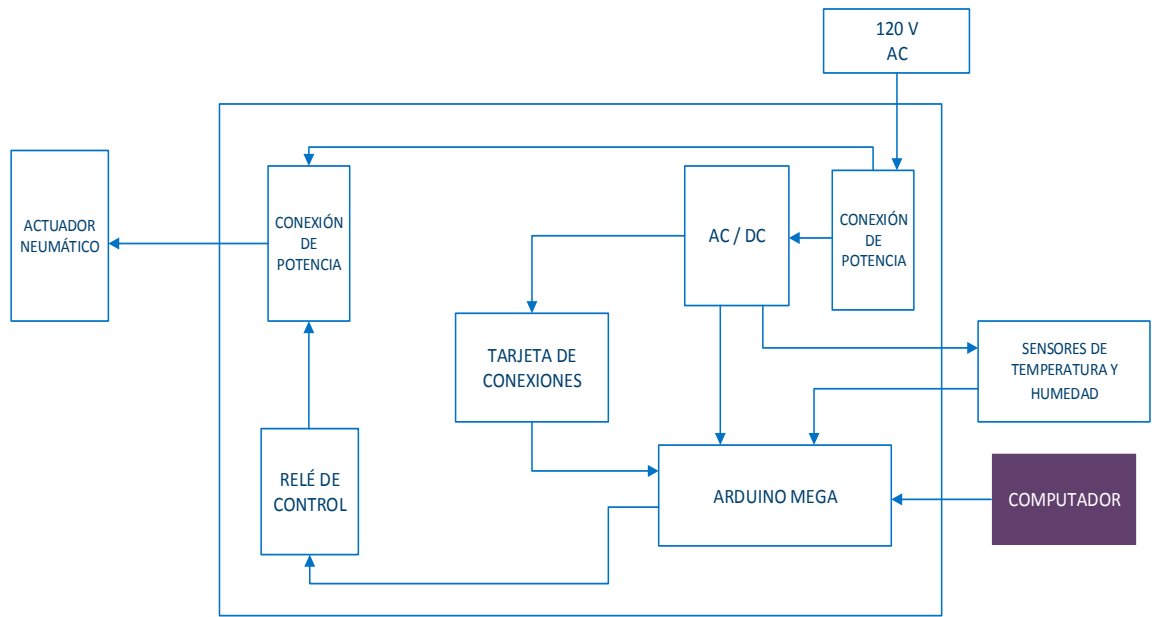
Figura 3.19 PCB del circuito de control



**Figura 3.20** PCB de control terminado



**Figura 3.21** Gabinete de control



**Figura 3.22** Esquema de conexiones de sistema de control



**Figura 3.23** Sistema de control implementado en el sitio de trabajo

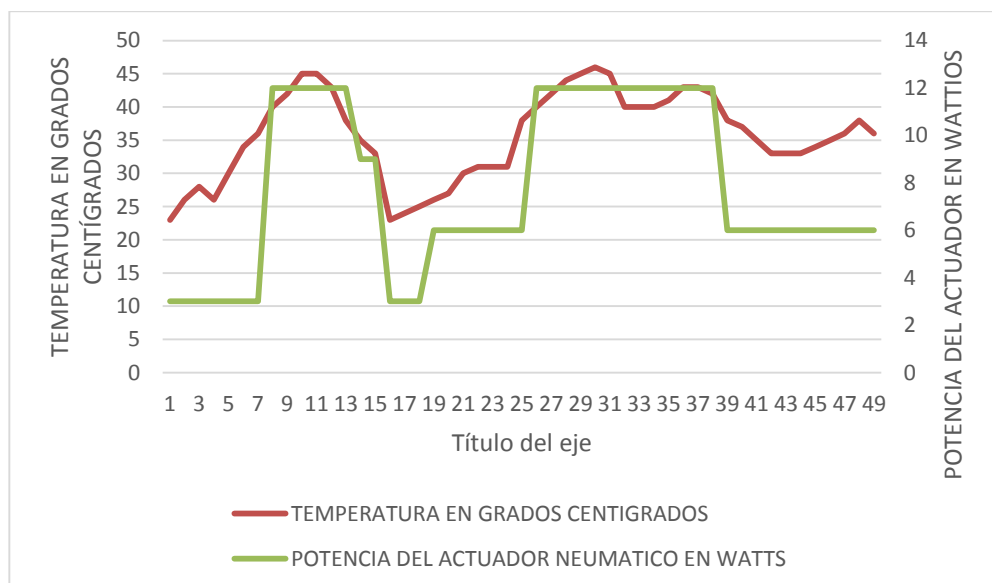
### 3.6 RESULTADOS DEL SISTEMA DE CONTROL IMPLEMENTADO

La toma de los datos de temperatura en la superficie de contacto del colchón se la realizó en el periodo de trabajo de 48 horas, debido a que este período de tiempo se cumple el ciclo de actividades de los pacientes de pruebas, es decir el período de tiempo entre los baños de cuerpo completo del paciente.

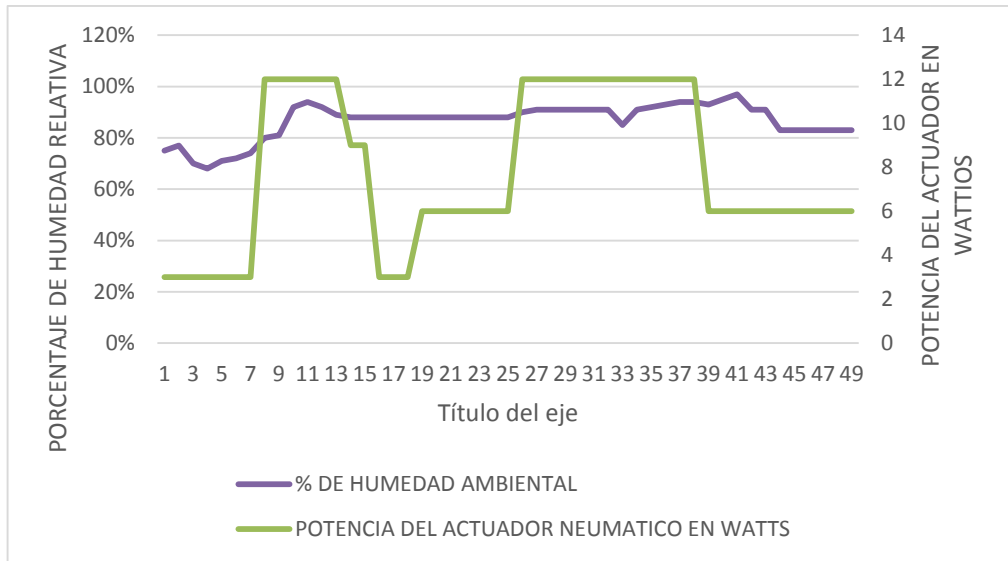
Las condiciones a las cuales el sistema de control fue sometido dentro de este período de funcionamiento son las siguientes:

- Sin presencia de paciente: El sistema de control mantuvo la unidad en el rango de temperatura recomendado sin que se tenga presencia que modifique la temperatura más que la del ambiente.
- Con presencia de paciente: El sistema trabaja para mantener una temperatura dentro de los rangos para el cual fue diseñado, con la presencia continua del paciente en el dispositivo antiescaras.

Los datos obtenidos de las temperaturas y de los porcentajes de humedad en la superficie del colchón durante el período de tiempo antes mencionado se presentan en la Figura 3.24 y la Figura 3.25, además del porcentaje de uso del actuador neumático.



**Figura 3.24** Reacción del sistema al cambio de temperatura



**Figura 3.25** Reacción del sistema al cambio de la humedad relativa

## **4. ANÁLISIS DE RESULTADOS**



## **4.1 ANÁLISIS DE LA RESPUESTA DEL SISTEMA DE CONTROL**

Posterior a la obtención de datos con el objetivo de determinar la capacidad de mantener la temperatura y el porcentaje de humedad en la superficie del colchón, se realiza una interpretación del tiempo que le toma al sistema corregir la temperatura mediante el accionamiento del actuador neumático.

El sistema de control tarda en reducir la temperatura de la superficie del colchón un promedio de 4 horas como se puede observar en la Figura 3.25, una vez que la misma sobrepase el límite de temperatura segura para el paciente el cual es de 42 grados centígrados. Este tiempo está dentro del rango que se considera seguro, ya que para que se produzcan úlceras en la piel que se encuentra en contacto con la superficie se necesita entre 6 a 8 horas con una temperatura elevada y sin movimiento del paciente, como lo sugiere la organización mundial de la salud en su publicación del 2007 sobre el cuidado y fisiología para las heridas de la piel.

El sistema de control demuestra ser capaz de reaccionar y reducir la temperatura y el porcentaje de humedad en la superficie del colchón, además de proporcionar movimiento al paciente durante los periodos que el mismo se encuentre recostado.

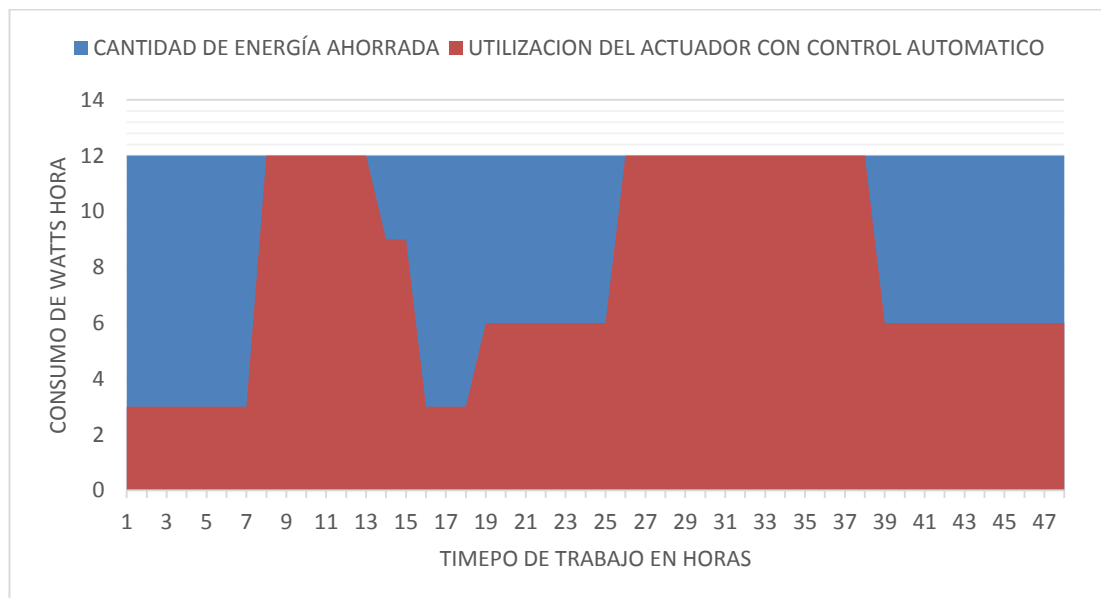
Como se puede observar en la Figura 3.26 el sistema de control es de un tipo sub amortiguado, esto debido a que el sistema reacciona ante el cambio de temperatura y humedad, esto quiere decir que se presentaran picos de temperatura a los mismos que el sistema de control reacciona de manera inmediata mediante la activación del actuador neumático. El porcentaje de temperatura que aumenta después de pasar el límite establecido para el funcionamiento es de un 11%, este incremento y retardo en la reducción de la temperatura se debe a la naturaleza del funcionamiento del colchón y de su actuador neumático el cual no permite un descenso inmediato de la temperatura.

Como se puede observar en la Figura 3.25 el sistema de control responde de inmediato a los cambios de temperatura en cualquiera de los rangos establecidos y por ende varía la potencia con la que el actuador neumático funciona.

## 4.2 ANÁLISIS DE CONSUMO ENERGÉTICO

Como se muestra en la Figura 4.2 el uso del actuador neumático es menor dependiendo de los valores de las magnitudes de temperatura y humedad en la superficie del colchón proporcionadas por los sensores.

Como el actuador neumático no se encuentra funcionando al máximo de su capacidad durante el periodo de funcionamiento, solo lo hace cuando las condiciones en la superficie del colchón lo amerite, esto permite una disminución del 38% en el consumo de energía en relación al mismo periodo de trabajo sin el funcionamiento del sistema de control.



**Figura 4.1** Porcentaje de uso del actuador neumático

El consumo energético del colchón sin el sistema de control automático en el periodo de prueba que comprende de 48 horas como se explicó con

anterioridad es de 576 Wh. de consumo eléctrico. Con la implementación del control automático el consumo es de 357 Wh. Esto representa una reducción de 219 Wh es decir un 38% del consumo.

## **5. CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES**

## 5.1 CONCLUSIONES

- Se logró diseñar e implementar un sistema de control para un colchón antiescaras el cual reacciona ante los cambios de temperatura y humedad que se presentan en la superficie del colchón, evitando el apareamiento de úlceras por presión.
- El sistema de control el cual responde a los cambios de las magnitudes físicas de temperatura y de humedad en la superficie del colchón permite reducir el uso del actuador neumático que suministra aire al sistema, lo cual se ve reflejado en un menor consumo de energía, en un descenso de temperatura en el medio donde el mismo se despeñará y un incremento en la vida útil de dicho actuador. La aplicación de diseño de sistemas embebidos de control a equipos de rehabilitación permite mejorar su rendimiento y resultados lo cual se ve reflejado en una optimización de recursos tanto para pacientes como para instituciones médicas.
- Tomando en cuenta los estándares de construcción para equipos médicos de grado 1 se construyó un sistema de control tomando en cuenta las condiciones de equipos médicos de prevención los cuales no se encuentran en áreas de esterilización ni de UCI en casas hospitalarias las mismas que tienen como principal requisito un sistema el cual no invada o incomode el área en el cual el paciente lleva a cabo sus actividades diarias o que pueda representar un peligro para el paciente o el personal médico que lo asiste.
- En países en vías de desarrollo como es la mayoría de Latinoamérica el desarrollo de proyectos que permitan un uso eficiente y eficaz de la energía eléctrica, recursos hospitalarios y recursos financieros tanto de pacientes como en recintos médicos, es de vital importancia con el objetivo de mejorar los tiempos y la calidad del servicio que toma la

rehabilitación de pacientes que perdieron la capacidad de movimiento, sin que el acceso a tecnología o desarrollo de aplicaciones, equipos, métodos y procesos sea una de las causas para que la labor medica sea menos eficaz o en un peor caso no sea la adecuada para los pacientes que la necesiten.

- La aplicación de nuevas tecnologías, junto con el envejecimiento de la población en diversas partes del mundo, ha hecho que se generen expectativas de una mejor calidad de vida para los pacientes, sin importar el tipo de padecimiento que tengan. En la actualidad los pacientes quieren ser tratados en su hogar con el menor sufrimiento posible.

## 5.2 RECOMENDACIONES

- Para el personal que tenga que operar colchones antiescaras se recomienda tener en cuenta el límite de peso que debe tener un paciente para que el sistema funcione sin averías en cual de 90 kilogramos, si el peso supera este valor se corre el riesgo de que el actuador neumático sufra desperfectos.
- En la aplicación de la ingeniería a la medicina se debería regir por un comportamiento ético en todas y cada una de sus actuaciones, observando en todo momento: responsabilidad, honestidad, rectitud, solidaridad, respeto a las personas y a las ideas, espíritu de justicia y fidelidad, servicio a los demás y apego a las normativas legales del lugar en donde se lleve a cabo.
- Las sábanas deben tener del tamaño adecuado, estos colchones deben ser tratados con cuidados correctos, se debe saber que no se puede poner en contacto con objetos como el tabaco y objetos corto punzantes ya que puede llegar a producir roturas. Los colchones antiescaras no deben ser utilizados para dormir de forma regular solo cuando las condiciones médicas lo requieran, ya que su uso es casi específico para discapacitados y adultos mayores.
- Para futuros desarrollos con sistemas de prevención antiescaras con colchones neumáticos se recomienda la utilización de pegamentos para la fijación de componentes los cuales no posean activos corrosivos o que afecten a la elasticidad de las cámaras inflables del mismo.
- Se recomienda que si es necesario el transporte del sistema no se separe la unidad de control del colchón ya que esto puede causar roturas en los conductores que suministran datos al sistema.

## GLOSARIO

<b>UPP</b>	Úlceras por presión.
<b>Tisular</b>	Referente a los tejidos del cuerpo de los organismos o referente a los mismo.
<b>Ortesis</b>	Apoyo o dispositivo externo aplicado al cuerpo para modificar los aspectos funcionales o estructurales del sistema óseo.
<b>Genómica</b>	Conjunto de disciplinas relacionadas con el estudio de los genomas y su aplicaciones en terapia génica, biotecnología.
<b>Mioeléctrico</b>	De las propiedades electromotrices de los músculos o relacionado con ellas.
<b>Baropodometro</b>	Dispositivo para la medida de las presiones de la piel contra objetos de apoyo.
<b>Bioinertes</b>	Biológicamente sin vida, sin reacción a estímulos externos
<b>Caquexia</b>	Es un estado de extrema desnutrición, atrofia muscular, fatiga, debilidad y anorexia en personas que no están tratando de perder peso activamente.



## BIBLIOGRAFÍA

- Alaciatore, D. (2007). *Introduction to Mechatronics and Measure System*. Miami: McGraw-Hill.
- Alexander, C. (1998). *Biología de la piel*. Buenos Aires : Medica Panamericana .
- ARDUINO. (15 de 5 de 2010). *ARDUINO COPORATION*. Obtenido de <http://arduino.cc>
- Asociación de clínicas sanatorias y hospitales privados de la república de Argentina. (2011). vision de enfermeria. *ADECRA*, 26, 36-42.
- Atala Castellanos, R. Á. (2006). Por que las escaras . *Medicina de hoy* , 55-62.
- Banica, F. (2012). *Chemical Sensors and Biosensors* . Chichester: John Wiley & Sons.
- Baptista Fernández, A. B.-T. (2001). *Cirugía Plástica, Reconstrucción y Estética*. La Habana: edcion revolucionaria.
- Benavente, R. (14 de 11 de 2013). *El Confidencial* . Obtenido de <http://www.elconfidencial.com/>
- Bronzino, J. D. (2000). *Biomedical Engenering Handbook*. NEW YORK: CRC PRESS.
- Coiffman. (1986). *Anatomía de la piel*. La Habana: Científico-Técnica.
- Cross, N. (2003). *Engineering Desing Methods*. Denver: John Wiley & Sons.
- D-ROBOTICS. (30 de 7 de 2010). *DROBOTICS* . Obtenido de [www.droboticsonline.com](http://www.droboticsonline.com)
- Dyro, J. (1998). *Introducción a la Bioingeniería* . BOGOTA: MARCOMBO.
- Eronini, E. U. (2001). *Dinamica de Sistemas y Control* . México : Thomson.
- French, V. (1981). *Dibujo de Ingenieria*. México : Mc Graw-Hill.
- Goldbke. (1966). *Cirugía Plástica y Reconstructiva*. Madrid: Toray.

- Grabb WC, S. J. (1986). *Cirugía Plástica*. La Habana : Científico-Técnica.
- Gutierrez, G. (2005). *Principios, fisiología e higiene para la salud*. MIAMI: LIMAR.
- ISACA. (25 de 8 de 2014). *ISACA*. Obtenido de [www.isaca.org](http://www.isaca.org)
- ISO. (25 de 5 de 2010). *ISO*. Obtenido de <http://www.iso.org/>
- Kuo, B. C. (1996). *Sistemas de Control Automatico*. New York: Pearson Education.
- Lahoz-Beltra, R. (2010). *Bioinformatica: Simulacion, vida artificial e inteligencia artificial* . Madrid : Diaz de Santos .
- Lopez, J. F. (2008). *Prevencion y Tratamiento de ulceras y escaras* . Malaga : Vertice S.L.
- Mecatronica. (10 de 10 de 2011). *Mecatronica*. Obtenido de <http://mecatronicaml1.blogspot.com/>
- Michael Ashby, H. S. (2007 ). *Materials engineering science processing and desing*. UK : Butterworth-Heinemann.
- Navarro, R. B. (1998). *Instrumentacion Biomedica*. Alcala: Universidad de Alcala.
- Necsulescu, D. (2002). *Mechatronics*. Londres : Prentice Hall.
- Norton, R. (2007). *Diseño de Máquinas: Un enfoque integrado*. México : Pearson .
- Ogata, K. (2003). *Ingeniería de control moderna* . New York : Pearson Education .
- Ortopedia. (29 de 10 de 2011). *Ortopedia*. Obtenido de <http://ortopedia1.com/>
- PCE. (5 de 2 de 2009). *PCE Institution* . Obtenido de [www.pce-iberica.es](http://www.pce-iberica.es)
- Piel, F. B. (2002). *Tratado de Histología*. mexico: McGraw-Hill Interamericana.

- R. Jiménez-Puya, C. V.-B.-G.-G. (8 de octubre de 2009). *Complicaciones eb Dermatología Quiriurgica* . Obtenido de actas dermo-sifiliograficas : <http://www.actasdermo.org/es/complicaciones-dermatologia-quirurgica/articulo/13141566/>
- Rojas, J. C. (2010). Diseño mecatrónico y desarrollo de prototipo de maquina reprogramable y flexible oara dibujo en 2D. *ITECKNE*, 7(2), 7-9. Recuperado el 8 de Marzo de 2015
- Rutherford, R. (2000). *Vascular surgery*. Miami: Saunders .
- Sanchez, N.-O. (2007). Mechatronics methodology applied to desing and control of a mobile robot . *IEEE Robotica* , 8'9.
- Sepulveda, A. D. (1998). *enfermedades de alzheimer y otras demencias* . Santiago de Chile : Editorial Universitaria.
- Wallace. (1981). *Fundamentos de la Cirugía Plástica y Reconstructiva*. Nueva York: Williams-Wilkins.
- Webster, J. G. (2006). *Encyclopedia of medical devices and instrumentation*. NEW YORK: WILEY-INTERSCIENCE.
- World Health Organization. (2007). *Control Integral Del Cancer Cervicouterino*. Nueva York: OMS .
- Yesdasi, C. (27 de junio de 2010). *Ulceras por presion*. Obtenido de Espacio Nursil: [espacionurseril.blogspot.com/2010/06/ulceras-por-presion.html](http://espacionurseril.blogspot.com/2010/06/ulceras-por-presion.html)

## ANEXO 1

# MANUAL DE USUARIO DEL SISTEMA DE CONTROL

## PANEL DE CONTROL



NÚMERO	ACCIÓN
1	ENCENDIDO
2	MODO MANUAL
3	MODO AUTOMÁTICO
4	LED ENCENDIDO
5	LED DE ERROR
6	LED MODO MANUAL
7	LES MODO AUTOMÁTICO
8	PARA DE EMERGENCIA
9	LEDS DE ERROR DE SENSORES

El sistema de control debe ser conectado a una toma de corriente alterna, para esto el sistema posee una conexión de 110v.

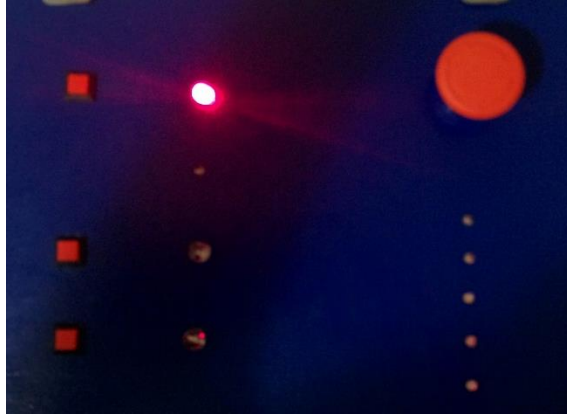


La conexión del actuador neumático se realiza en un orificio dedicado para la conexión sin la necesidad de acoplamientos especiales o de tomas adicionales a las que cualquier dispositivo de prevención antiescaras posee.



## ENCENDIDO/APAGADO

El sistema inicia con el botón de encendido y su respectiva señal luminosa como se muestra a continuación:



## MODOS DE FUNCIONAMIENTO

El sistema de control tiene dos modos de funcionamiento una manual y otro automático que se describen a continuación:

### MODO MANUAL

Este modo se lo activa presionando el botón de modo manual y se identifica con el encendido del led correspondiente



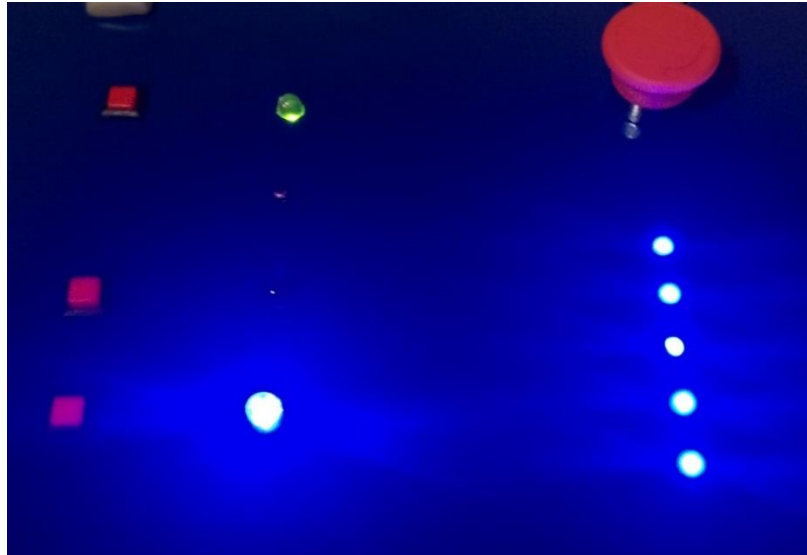


## MODO AUTOMÁTICO

En este modo el sistema de control toma las lecturas de los sensores, para acceder a este modo se debe pulsar el botón de automático y se mostrara además una señal luminosa.



Además en este modo si se producen errores en los sensores ya sea en lectura de valores o en el envío de los mismos se encenderá una señal luminosa correspondiente a cada sensor como se muestra a continuación:



### **INDICADOR DE ERROR**

Si la señal luminosa de color rojo se enciende esto se debe a que están activos los dos modos de funcionamiento al mismo tiempo por lo cual el sistema no sabe a cuál de lo dos activar o poner en marcha, para eliminar este error verificar que solo un botón de selección de modo se encuentre activo

