



**UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA
DE MÉXICO**

FACULTAD DE INGENIERÍA

**DISEÑO DE UN SISTEMA DE AUTOAJUSTE PARA
UN SOCKET PROTÉSICO A NIVEL
TRANSFEMORAL**

T E S I S

**QUE PARA OBTENER EL TÍTULO DE:
INGENIERO MECATRÓNICO**

P R E S E N T A:

HERNÁNDEZ ANGULO JUAN ALEJANDRO



**DIRECTOR DE TESIS:
M.I. HANNA LESLYE GARCÍA GUERRA
2013**



Universidad Nacional
Autónoma de México



UNAM – Dirección General de Bibliotecas
Tesis Digitales
Restricciones de uso

DERECHOS RESERVADOS ©
PROHIBIDA SU REPRODUCCIÓN TOTAL O PARCIAL

Todo el material contenido en esta tesis esta protegido por la Ley Federal del Derecho de Autor (LFDA) de los Estados Unidos Mexicanos (México).

El uso de imágenes, fragmentos de videos, y demás material que sea objeto de protección de los derechos de autor, será exclusivamente para fines educativos e informativos y deberá citar la fuente donde la obtuvo mencionando el autor o autores. Cualquier uso distinto como el lucro, reproducción, edición o modificación, será perseguido y sancionado por el respectivo titular de los Derechos de Autor.

Para Ana Bertha Angulo Espinosa, el ser humano más admirable que he conocido. Fundadora no solo de mi existencia, sino de todo lo bueno que hay en mí. A ella que siempre estuvo ahí para ofrecerme todo lo que tuviera y no tuviese, pero que sin duda estaría dispuesta a conseguir con su sangre de ser necesario. Ejemplo de la humildad y la entrega a lo más amado. Ejemplo de determinación y éxito. Ella es la luz que alumbro mi camino y con orgullo digo que ella es mi madre.

No hay palabras que puedan expresar la magnitud de mi cariño y gratitud.

Agradecimientos

A mi asesor, M.I. Hanna Leslye García Guerra, por todo lo que he aprendido de ella. Gracia por la paciencia, por el apoyo, por los consejos, por su confianza, por la oportunidad de formar parte de su proyecto. Aprecio mucho el tiempo que ha dedicado a mi trabajo y sobre todo le tengo un gran aprecio a su amistad.

A mi familia, Ana Bertha, Ariadna y Erika, por todo el amor y cariño que recibo de ellas. Son la fuente inagotable que brinda la fuerza para continuar y el refugio reparador de cualquier mal. Gracias por estar siempre a mi lado en los momentos difíciles como en los de alegría, gracias por buscar lo mejor para mí y ayudarme a conseguir todas mis metas, gracias por la motivación y el apoyo, gracias por la paciencia y comprensión.

Agradezco al proyecto PAPIIT el apoyo brindado durante el desarrollo de este trabajo. Esta tesis se desarrolló en el marco del proyecto PAPIIT IT 102512 “Diseño de sistemas mecatrónicos aplicados al ser humano”

ÍNDICE

OBJETIVO	i
ALCANCES	i
INTRODUCCIÓN	ii
ORGANIZACIÓN DEL TRABAJO	iv
Capítulo 1. ANTECEDENTES	
1.1. Amputación transfemoral	4
1.1.1. Complicaciones en el muñón de personas con amputación transfemoral	5
1.2. Prótesis para amputación transfemoral	7
1.2.1. Tipos de prótesis	9
1.3. Socket para prótesis de amputación transfemoral	12
1.3.1. Fabricación	14
1.3.2. Problemas que obligan al paciente al cambio de socket	15
1.3.3. Actualidad en sockets para prótesis transfemorales	16
1.3.4. Sockets ajustables a nivel transfemoral	18
1.4. Antecedentes socket autoajutable para prótesis transfemoral	22
Capítulo 2. DISEÑO CONCEPTUAL DEL SISTEMA DE AUTOAJUSTE	
2.1. Identificación de los requerimientos	27
2.1.1. Requerimientos	28
2.1.2. Jerarquización de los requerimientos	30
2.1.3. Ponderación de los requerimientos	31
2.2. Funciones del sistema de autoajuste del socket	33
2.2.1. Diagrama de función	34
2.3. Matriz QFD	36
2.4. Propuestas conceptuales para el sistema de autoajuste del socket autoajutable	39
2.4.1. Presión arterial	39
2.4.2. Conceptos para el control automático del ajuste	41
2.4.2.1. Tipos de controladores	41
2.4.3. Conceptos para el sensado	43
2.4.3.1. Sensor de presión	43
2.4.4. Conceptos para el suministro de aire	45
2.4.5. Conceptos para la distribución de aire (actuadores)	47
2.4.6. Conceptos para la sujeción	48
2.4.7. Conceptos para el suministro de energía	49
2.4.8. Conceptos para la manipulación del sistema	49
2.5. Carta morfológica	51
2.6. Matriz de decisión	54

Capítulo 3. DISEÑO DE CONFIGURACIÓN DEL SISTEMA DE AUTOAJUSTE

3.1.	Componentes del sistema de autoajuste	55
3.1.1.	Componentes del sensado	57
3.1.2.	Componentes de suministro de aire	58
3.1.3.	Componentes de distribución de aire	59
3.1.4.	Componentes de sujeción	61
3.1.5.	Componentes de suministro de energía	62
3.1.6.	Componentes de manipulación	63
3.1.7.	Componentes de control	65
3.2.	Funcionamiento general del sistema de autoajuste	67
3.2.1.	Funcionamiento del sistema de autoajuste	67
3.2.2.	Funcionamiento del programa asociado al sistema de autoajuste	73
3.3.	Diagrama de bloques del funcionamiento del sistema de autoajuste	75
3.4.	Estructura final del sistema de autoajuste	76

Capítulo 4. CONSIDERACIONES DISEÑO DE DETALLE DEL SISTEMA DE AUTOAJUSTE

4.1.	Ensamble de componentes del sistema de autoajuste	78
4.2.	Especificaciones del sistema de autoajuste	80
4.2.1.	Presión de ajuste recomendada	81
4.3.	Sensado	83
4.3.1.	Caracterización del sensor de presión	83
4.4.	Electrobomba neumática	86
4.5.	Servoválvulas	88
4.6.	Elementos de sujeción (Planta del sistema de control)	91
4.6.1.	Modelado de la planta	91
4.6.1.1.	Elemento de modelado (Capacitor neumático)	91
4.6.1.2.	Modelado	93
4.6.2.	Flujo de entrada al elemento de ajuste	95
4.7.	Batería	99
4.8.	Control	101
4.8.1.	El controlador	101
4.8.2.	Planteamiento del control	102
4.8.3.	Características del sistema	103
4.8.3.1.	Estabilidad	104
4.8.3.2.	Error en estado permanente	105
4.8.4.	Valores del controlador	105
4.8.4.1.	Desempeño	105
4.8.4.2.	Estabilidad y regulación	110
4.8.4.3.	Regulación a diferentes valores	110
4.9.	Circuito de control	112
4.10.	Implementación del control	113

4.10.1.	Discretización del controlador	113
4.10.2.	Descripción del programa	114

Capítulo 5. DISCUSIÓN DE RESULTADOS

5.1.	Modelo funcional	116
5.1.1.	Pruebas del modelo funcional del sistema de autoajuste	118
5.2.	Conclusiones	120
5.3.	Trabajo a futuro	124

APÉNDICE

Apéndice A1.	Tabla de ventajas y desventajas de las soluciones obtenidas de la carta morfológica	126
Apéndice A2.	Planos de la servoválvula implementada en este trabajo	130
Apéndice A3.	Planos de ensamble del sistema de autoajuste para socket protésico a nivel transfemoral	137
Apéndice A4.	Sensor de presión MPX5050DP	141
Apéndice A5.	Motor de electrobomba neumática	146
Apéndice A6.	Microcontrolador ATMEGA328P	148
Apéndice A7.	Servomotor POWER HD 3001 HB	154
Apéndice A8.	Código comentado del programa en el microcontrolador ATMEGA328P	157
Apéndice A9.	Tabla de tiempos para el primer ajuste del sistema	162
Apéndice A10.	Esquemático del circuito de control del sistema de autoajuste.	164

REFERENCIAS		166
--------------------	--	------------

ÍNDICE DE FIGURAS

Capítulo 1. ANTECEDENTES

Figura 1.1.	Porcentaje de la población con discapacidad según dificultad en la actividad. (INEGI Censo de población y vivienda 2010)	1
Figura 1.2.	Porcentaje de la población con discapacidad según causa de la misma. (INEGI Censo de población y vivienda 2010)	2
Figura 1.3.	A la izquierda un muñón con forma irregular, a la derecha uno de forma cilíndrica	5
Figura 1.4.	Problemas en el estado y coloración de la piel en el muñón	5
Figura 1.5.	Cicatriz anormal en muñón	6
Figura 1.6.	Partes de una prótesis transfemoral	7
Figura 1.7.	Prótesis Inmediata	9
Figura 1.8.	Prótesis Temporal	10
Figura 1.9.	Prótesis Definitiva	10
Figura 1.10.	Prótesis Endoesquelética	11
Figura 1.11.	Prótesis Exoesquelética	11
Figura 1.12.	Equipo para toma de moldes de conos cuadriláteros	14
Figura 1.13.	Elaboración de socket por métodos de CAD/CAM	15
Figura 1.14.	Diseño final del socket ajustable	23

Capítulo 2. DISEÑO CONCEPTUAL DEL SISTEMA DE AUTOAJUSTE

Figura 2.1.	Árbol de objetivos para el sistema de autoajuste para un socket autoajustable	33
Figura 2.2.	Diagrama de función del sistema de autoajuste del socket.	25
Figura 2.3.	Matriz QFD del sistema de autoajuste del socket	37
Figura 2.4.	Incremento o decremento de la presión arterial	40
Figura 2.5.	Determinación de la presión arterial	40
Figura 2.6.	Diagrama del sistema de control de lazo cerrado	41
Figura 2.7.	Sensor de presión MPX de Motorola, izquierda absoluto y derecha diferencial	44
Figura 2.8.	Llave de tres vías o llave de tres conductos	47
Figura 2.9.	Servomotor operado por la señal de PWM	47
Figura 2.10.	Función de la llave de tres vías dentro de la servoválvula	48
Figura 2.11.	Sujeción del socket autoajustable	49

Capítulo 3. DISEÑO DE CONFIGURACIÓN DEL SISTEMA DE AUTOAJUSTE

Figura 3.1.	Componentes del sistema de autoajuste	56
Figura 3.2.	Sensor de presión MPX5050DP	58
Figura 3.3.	Función de transferencia del sensor de presión MPX5050DP	58
Figura 3.4.	Electrobomba neumática	59
Figura 3.5.	Motor de electrobomba (FK-280SA-18165)	59

Figura 3.6.	Servoválvula implementada	61
Figura 3.7.	Servomotor analógico empleado en servoválvula	61
Figura 3.8.	Cámara de baumanómetro de dos conductos empleada en el sistema	62
Figura 3.9.	Batería de Polímero de Litio	63
Figura 3.10.	Potenciómetro lineal	64
Figura 3.11.	Perilla del potenciómetro lineal	64
Figura 3.12.	Botón ON-OFF del sistema	64
Figura 3.13.	Microcontrolador ATMEGA328P	66
Figura 3.14.	Mapa de pines del microcontrolador ATMEGA328	67
Figura 3.15.	Llave de tres vías llamada "Llave de paso"	68
Figura 3.16.	Llave de tres vías llamada "Llave de válvula"	70
Figura 3.17.	Izquierda "llave de válvula" y derecha conexión entre servoválvulas	71
Figura 3.18.	Diagrama de bloques del funcionamiento del sistema de autoajuste	75
Figura 3.19.	Estructura final del sistema de autoajuste	76
Figura 3.20.	Explosión de la estructura final del sistema de autoajuste	76

Capítulo 4. CONSIDERACIONES DISEÑO DE DETALLE DEL SISTEMA DE AUTOAJUSTE

Figura 4.1.	Ensamble del sistema de autoajuste	78
Figura 4.2.	Piezas del sistema de autoajuste	78
Figura 4.3.	Piezas del sistema de autoajuste en explosión	79
Figura 4.4.	Lista de piezas del sistema de autoajuste	79
Figura 4.5.	Conexión para caracterización del sensor	84
Figura 4.6.	Grafica de la caracterización del sensor en [mmHg]	85
Figura 4.7.	Grafica de la caracterización del sensor en [kPa]	85
Figura 4.8.	Función de transferencia del sensor en [kPa] según hoja de especificaciones	86
Figura 4.9.	Conexión para caracterización de electrobomba neumática	87
Figura 4.10.	Zonas de apertura y cierre del caudal en llave de tres vías	88
Figura 4.11.	Grafica de la relación Theta - A0	90
Figura 4.12.	Esquema de la planta a modelar	93
Figura 4.13.	Flujo de gas a través de un orificio	95
Figura 4.14.	Grafica de la condición de flujo	96
Figura 4.15.	Configuración de la fuente de alimentación del sistema de autoajuste	100
Figura 4.16.	Esquema de control	102
Figura 4.17.	Esquema de control reducido	103
Figura 4.18.	Esquema de control en reducción mínima	104
Figura 4.19.	Obtención del controlador (herramienta "rltool")	107
Figura 4.20.	Lugar geométrico de la raíces del sistema (herramienta	

	“rltool”)	107
Figura 4.21.	Respuesta del sistema	109
Figura 4.22.	Simulación del sistema con referencia sinodal	110
Figura 4.23.	Regulación a diferentes valores	111
Figura 4.24.	Gráfica del error porcentual	111
Figura 4.25.	Circuito de control impreso	112
Figura 4.26.	Parte proporcional e integrar del controlador PI	113

Capítulo 5. DISCUSIÓN DE RESULTADOS

Figura 5.1.	Modelo funcional del sistema de autoajuste a nivel transfemoral	117
Figura 5.2.	Pruebas al modelo funcional del sistema de autoajuste a nivel transfemoral	117
Figura 5.3.	Respuesta del sistema medida en el modelo funcional	118

ÍNDICE DE TABLAS

Capítulo 1. ANTECEDENTES

Tabla 1.1.	Tipos de sockets para amputación transfemoral	13
Tabla 1.2.	Últimos sockets disponibles en el mercado	17
Tabla 1.3.	Patentes de sockets autoajustables	21

Capítulo 2. DISEÑO CONCEPTUAL DEL SISTEMA DE AUTOAJUSTE

Tabla 2.1.	Ponderación de las necesidades para la creación del sistema de autoajuste del socket	32
Tabla 2.2.	Tipos de sensores de presión	43
Tabla 2.3.	Propuestas para el suministro de aire en el socket autoajustable	45
Tabla 2.4.	Carta morfológica para el socket autoajustable	51
Tabla 2.5.	Carta morfológica para el socket autoajustable	52
Tabla 2.6.	Matriz de decisión	54

Capítulo 4. CONSIDERACIONES DISEÑO DE DETALLE DEL SISTEMA DE AUTOAJUSTE

Tabla 4.1.	Especificaciones del sistema de autoajuste	80
Tabla 4.2.	Especificaciones del sistema de autoajuste	81
Tabla 4.3.	Caracterización del sensor MPX5050DP	84
Tabla 4.4.	Caracterización de la electrobomba neumática	87
Tabla 4.5.	Tabla de la relación posición angular – área de caudal	89
Tabla 4.6.	Consumo por componentes	99
Tabla 4.7.	Error en estado estable según tipo de entrada y función de transferencia de lazo abierto	105

OBJETIVO

El objetivo de este trabajo es diseñar un sistema que permita la sujeción automática de un socket para prótesis de miembro inferior a nivel transfemoral. De esta manera se dará solución a los diversos tipos de problemas que se presentan en el muñón del usuario durante el uso de una prótesis como lo son el cambio de volumen, lesiones, incomodidad entre otros.

ALCANCES

Este trabajo presenta una nueva etapa en el proceso de diseño de un socket autoajutable para prótesis de miembro inferior a nivel transfemoral el cual surgió de la tesis de licenciatura “Diseño socket ajustable para prótesis de miembro inferior” [1], en la que se presentó un diseño que cumplía con las necesidades de sujeción del usuario. En esta nueva etapa se desarrolló un sistema mecatrónico que permite el ajuste automático del socket al muñón del usuario, empleando un sistema de operación neumática para mejorar la interacción usuario-socket (ya que el sistema proporciona al socket una mayor versatilidad).

Dicho sistema mecatrónico consiste en dos partes; la primera enfocada en el sistema de control que delimita el ingreso o salida de aire a los elementos de ajuste, los cuales permiten el acoplamiento entre el muñón y el socket, la segunda parte determina la manera en que el aire es suministrado a los elementos de ajuste.

Las etapas del proceso de diseño que se incluyen en este trabajo son:

- Diseño conceptual del sistema mecatrónico para autoajuste.
- Diseño de configuración del sistema mecatrónico para autoajuste.
- Consideraciones para el diseño de detalle del sistema mecatrónico de autoajuste.

La construcción de un prototipo y las pruebas en pacientes quedan fuera del alcance de esta tesis, así como el análisis de costos y el estudio de factibilidad financiera para el licenciamiento del producto.

INTRODUCCIÓN

Las extremidades inferiores cumplen principalmente con la función de sustentar el peso del cuerpo en posición bípeda y permitir el desplazamiento mediante la contracción muscular, sin embargo posibilitan otras acciones como lo son compensar impactos, dar equilibrio, proporciona un control de la fuerza de gravedad, entre otras. Cuando un paciente es amputado de miembro inferior y su amputación es mayor (es decir pierde parte importante de la extremidad inferior) se ve mermado en las capacidades antes mencionadas, quedando el muñón como único elemento de apoyo [6].

El muñón, después de la amputación requiere de un tiempo de cicatrización y de reducción del edema postquirúrgico. Los vendajes son imprescindibles para facilitar la reducción de dicho edema (el cual irá reduciendo su volumen hasta adquirir sus dimensiones finales), además de ir dándole una forma más natural y anatómica. Todo este proceso puede tener una duración de entre tres meses y un año, cabe mencionar que el muñón debe estar continuamente vendado hasta la puesta de la prótesis, una vez que esta se quita (en especial por periodos largos), se vuelve a vendar [7].

La función principal del muñón es permitir la prototización, es por ello que el paciente debe efectuar una rehabilitación con personal especializado. Esto es de vital importancia para poder llevar a cabo la prototización debido a que un pronto y buen tratamiento del muñón repercute en una óptima adaptación a la prótesis [11]. En las amputaciones de miembro inferior normalmente entre el tercio medio e inferior, la prototización suele ser mejor, al tener más músculos y hueso que proporcionen una mejor palanca de impulsión [2].

El socket de una prótesis es el eslabón que une a ésta con el paciente proporcionándole sujeción y ajuste, de ahí radica la importancia de su diseño que hoy en día se elabora de manera artesanal sobre medida, dependiendo de la forma, el estado y adaptado al respectivo grado de movilidad del muñón, el cual suele cambiar sus dimensiones no solo en la etapa postoperatoria [6].

El muñón del paciente puede cambiar su volumen según la fisiología del mismo, ya sea por enfermedad, hinchazón, inactividad de la porción del miembro restante, causando molestias al momento interactuar con el socket, además de diversas lesiones que se presentan en pacientes con enfermedades como la diabetes por ejemplo [5].

Hoy en día las prótesis de miembro inferior cuentan con sockets de diseños y materiales modernos y de alta tecnología que dan movilidad, firmeza y comodidad como el carbono, resinas de poliéster y la silicona, de esta manera permiten la bipedestación, marcha, restauración del centro de gravedad y recuperar la imagen estética, sin embargo el uso de una mejor tecnología no garantiza un mejor resultado protésico, la mayoría de los pacientes y en especial los que presentan alguna enfermedad crónico degenerativa requieren de reajustes continuos en el socket de la prótesis debido a lesiones como las llagas y lesiones en la piel, causadas por hinchazón, decremento del volumen del muñón (reajuste de talla), entre otros [12].

En este trabajo se presenta una propuesta de solución a las incomodidades causadas por los problemas mencionados, principalmente a las relacionadas con el ajuste de la talla. Con el sistema de autoajuste para el socket de miembro inferior no solo se puede lograr el brindar una mayor comodidad al paciente que requiere del uso constante de la prótesis, se podría dar pie a una revolución en el proceso de fabricación de las mismas y permitir que dicho proceso pase de una forma artesanal y personalizada a una industrializada.

ORGANIZACIÓN DEL TRABAJO

En esta tesis se diseñó el sistema de autoajuste de un socket a nivel transfemoral que puede compensar las variaciones de volumen del muñón, el autoajuste es neumático y éste se lleva a cabo mediante sujetadores inflables (a manera de bolsas) de aire que envuelven el muñón. El sistema desarrollado para cumplir dicho objetivo cuenta con un sistema de control automático el cual regula el caudal de entrada o salida del aire en los contenedores (elementos de ajuste) y un sistema de suministro de aire.

El capítulo uno presenta antecedentes sobre amputaciones y prótesis de miembro inferior, así como los antecedentes del diseño de un socket autoajutable para prótesis de miembro inferior a nivel transfemoral.

En el capítulo dos se presenta el diseño conceptual del sistema de autoajuste para el socket, dicho diseño se obtiene de la definición de las tareas que el socket debe cumplir a partir de la identificación de las necesidades así como la jerarquización de las mismas.

El capítulo tres se enfoca en el diseño de configuración del sistema de control automático y del sistema de bombeo. El primero determina la entrada o salida de aire a los elementos de ajuste, esto permitirá que el usuario de la prótesis tenga un ajuste óptimo de su socket en todo momento durante el uso del mismo. Para iniciar el sistema de ajuste, basta con introducir el muñón en el socket para posteriormente activar el sistema de control que permitirá el ingreso de aire a los elementos de ajuste para que cumplan su función, para ello se requiere del bombeo manual de aire a través de una bomba de baumanómetro, del empleo de una bomba eléctrica, o bien que el usuario de unos pasos con la prótesis a los que denominaremos “pasos de ajuste” para bombear aire al sistema y probar el grado de ajuste (como se mostrara más adelante en el capítulo dos “propuesta de bombeo de aire”). Al momento de retirar el socket se deberá desactivar el sistema y vaciará (mediante llaves de paso) los elementos de ajuste para permitir la salida del muñón. El segundo es el encargado de proporcionar aire a los elementos de ajuste como se mencionó anteriormente, dicho sistema es ligero y de fácil uso.

El capítulo cuatro contiene elementos para el diseño de detalle de dicho sistema.

En las conclusiones del trabajo se presentan los resultados obtenidos y se hacen propuestas de trabajo a futuro para continuar con el desarrollo de este socket autoajutable.

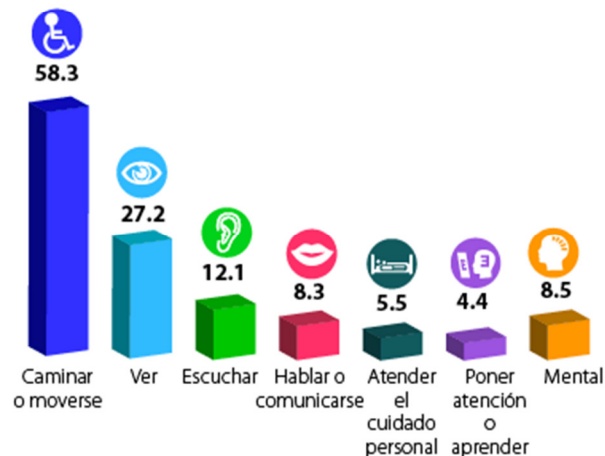
Capítulo 1. ANTECEDENTES

Según cifras del INEGI, en el año 2010, a nivel nacional, las personas que tienen algún tipo de discapacidad son 5 millones 739 mil 270, lo que representa 5.1% de la población total. De acuerdo con la Clasificación Internacional del Funcionamiento, de la Discapacidad y de la Salud, presentada en 2001, las personas con discapacidad “son aquellas que tienen una o más deficiencias físicas, mentales, intelectuales o sensoriales y que al interactuar con distintos ambientes del entorno social pueden impedir su participación plena y efectiva en igualdad de condiciones a las demás”.

La limitación de la movilidad es la discapacidad de mayor frecuencia entre la población del país; alrededor de la mitad de las limitaciones declaradas se refieren a caminar o moverse.

Limitación de la movilidad hace referencia a la dificultad que tiene una persona para moverse, caminar, desplazarse o subir escaleras por la falta de toda o una parte de sus piernas; incluye a quienes teniendo sus piernas no tienen movimiento o presentan restricciones para moverse, de tal forma que necesitan ayuda de otra persona, silla de ruedas u otro aparato, como andadera o prótesis [28].

Porcentaje de la población con discapacidad según dificultad en la actividad (Año 2010).



La suma de porcentajes es mayor a 100% por la población con más de una dificultad.

FUENTE: INEGI. Censo de Población y Vivienda 2010.

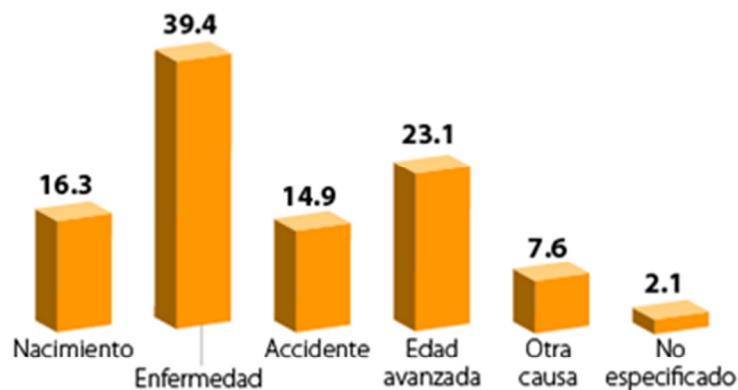
Figura 1.1. Porcentaje de la población con discapacidad según dificultad en la actividad. (INEGI Censo de población y vivienda 2010) [28].

Los motivos que producen discapacidad en las personas pueden ser variados, pero el INEGI los clasifica en cuatro grupos de causas principales: nacimiento, enfermedad, accidente y edad avanzada.

De cada 100 personas con discapacidad [28]:

- 39 la tienen porque sufrieron alguna enfermedad.
- 23 están afectados por edad avanzada.
- 16 la adquirieron por herencia, durante el embarazo o al momento de nacer.
- 15 quedaron con lesión a consecuencia de algún accidente.
- 8 debido a otras causas.

Porcentaje de la población con discapacidad según causa de la misma (Año 2010).



FUENTE: INEGI. Censo de Población y Vivienda 2010.

Figura 1.2. Porcentaje de la población con discapacidad según causa de la misma. (INEGI Censo de población y vivienda 2010) [28].

La pérdida de extremidades en personas ha presentado un gran incremento en los últimos años, lo cual es preocupante, debido a que éste se sigue presentando en la población no solo de México sino también a nivel mundial y cada vez con una mayor fuerza. Simplemente, en los Estados Unidos, se estima que una de cada 200 personas ha sufrido alguna amputación, según datos proporcionados por la National Limb Loss Information Center [4] en el año 2006.

Las principales causas de amputación en México y el mundo son cuatro; las vasculares, las traumáticas, las que son provocadas por cáncer y las originadas por causas congénitas [5]. Cada año, la mayoría de las nuevas amputaciones se deben a complicaciones del sistema vascular (relacionado con los vasos sanguíneos), causadas sobre todo por la diabetes. Aunque la tasa de amputaciones traumáticas y las relacionadas con cáncer se han reducido

aproximadamente en a la mitad en los últimos 20 años, la tasa de amputaciones vasculares va en aumento, actualmente viven en el mundo más de 170 millones de diabéticos, cifra que se duplicará para el año 2030 según señala la OMS [5], por su parte, México ocupa el cuarto lugar en prevalencia de diabetes en la población de 20 a 79 años [26].

La causa más común de amputación es la debida a enfermedades vasculares. La Organización Panamericana de la Salud (OPS) y la Organización Mundial de la Salud (OMS) precisan que del total de las amputaciones de extremidades inferiores, entre el 40% y 85% están relacionadas con la diabetes. En México, la Secretaria de Salud informa que en el año 2006 se amputaron 75 mil extremidades inferiores, 7 de cada 10 amputaciones de pierna se realizan a personas con diabetes [6].

Las amputaciones de miembro inferior se consideran las más importantes, su incidencia es del 85% de todas las amputaciones realizadas en el mundo [5].

Su causa se debe a:

- 85% a enfermedad vascular periférica con o sin Diabetes (predominando la diabetes).
- 10-12% son de origen traumático (accidentes).
- 3-5% son de otra índole

Las amputaciones de extremidad inferior por causa vascular:

- 25.8% se realizan por encima de la rodilla.
- 27.6% se realizan por debajo de la rodilla.
- 46.6% se realizan a otros muchos niveles de amputación.

De la población de amputados, cerca del 50% puede sufrir una segunda amputación de la extremidad contra-lateral en un periodo de 2-5 años, afectando considerablemente la calidad de vida de estos pacientes, además de los cuantiosos gastos para los sistemas de salud [6].

La amputación de miembros en personas es un problema en constante crecimiento, como ya se ha mencionado anteriormente, la preocupación se agrava cuando solo 1 de cada 10 personas con miembros amputados se rehabilita y únicamente 30% de éstos sabe usar adecuadamente sus prótesis (las cuales son muy costosas). Según cifras del Gobierno del Federal [6], algunas prótesis llegan a tener precios de hasta \$110,000.00 M. N. Para prótesis de un nivel de actividad demandante, que emplea elementos de alta tecnología [42].

1.1. AMPUTACIÓN TRANSFEMORAL

Este tipo de amputación representa una pérdida importante, sobre todo en personas de edad avanzada, para quienes inclusive la colocación de la prótesis es a veces un obstáculo difícil de superar.

La amputación transfemoral se lleva a cabo por arriba de la rodilla a diferentes alturas del fémur. Durante la cirugía, el cirujano debe tratar de conservar una palanca ósea lo más larga posible y evitar que su extremo sea puntiagudo (para que tenga la posibilidad de ser alojado en el socket). El cirujano tratará de situar la cicatriz lejos de las zonas de presión, lo que en la práctica corresponde a la región distal y posterior del muñón [6].

En este tipo de amputaciones se pretende conseguir un apoyo isquiático y no tanto sobre un muñón como en otros tipos de amputaciones. La pérdida de la rodilla constituye una deficiencia física importante, la cual se pretende superar gracias al desarrollo de nuevas tecnologías en el campo de las prótesis que permiten compensar en mayor medida la falta de algún miembro, un ejemplo de esto es el empleo de rodillas protésicas de control de fase de apoyo y de fase pendular, sobre todo cuando se asocian a los nuevos pies de “restitución de energía”, con estas implementaciones, los resultados, en cuanto a adaptación a las prótesis, han mejorado sensiblemente.

Cuando el muñón es suficientemente largo son posibles, la marcha rápida, la carrera y la práctica de actividades deportivas. Sin embargo, la incapacidad para efectuar una extensión de la rodilla limita algunas actividades como por ejemplo subir escaleras ya que esto se hace simétricamente [7].

Es importante considerar:

- Mientras más distal se realice la amputación habrá mayor posibilidad de conseguir una rehabilitación satisfactoria.
- Se debe crear un muñón fuerte y dinámico (muñón terminal de carga) para que pueda adaptarse fácilmente a la prótesis.
- Habrá un mayor incremento energético para deambular con una prótesis, mientras más proximal se encuentre el nivel de amputación.

1.1.1. Complicaciones en el muñón de personas con amputación transfemoral

Las complicaciones en el muñón para un amputado de miembro inferior a nivel transfemoral suelen muy diversas, en especial cuando el paciente sufre de alguna enfermedad vascular (resaltando la diabetes), dichas complicaciones se comportan de maneras diferentes dependiendo de cada persona. A continuación se presentan las complicaciones más comunes presentes en el muñón de pacientes amputados a nivel transfemoral:

- **Complicaciones de forma:** La mejor condición de forma que debe tomar un muñón es la de un cilindro, la cual facilita la colocación de una prótesis, sin embargo, pueden observarse muñones con forma cónica debido a prominencia ósea, o bien, con forma irregular debido a malas intervenciones quirúrgicas o fisiología del paciente [2].



Figura 1.3. A la izquierda un muñón con forma irregular, a la derecha uno de forma cilíndrica [27].

- **Estado y coloración de la piel:** En aquellos pacientes cuya causa de amputación se relaciona con problemas de índole vascular o de diabetes, las alteraciones en la piel tienen que ver con los cambios sistémicos en la enfermedad que se producen a mediano y largo plazo. Pueden incluso llegar a presentarse casos de edemas, dermatitis por contacto con los materiales del socket y llagas en la piel. Es muy importante mantener limpio tanto el muñón como los elementos protésicos para evitar dermatitis [2].



Figura 1.4. Problemas en el estado y coloración de la piel en el muñón [27].

- Condiciones en la cicatriz: Una cicatriz muy grande o dolorosa dificulta la adaptación protésica y limita la utilización de la prótesis. Las cicatrices, además de generar dolor, pueden provocar lesiones por malas posturas, así como originar una marcha inadecuada debido a los dolores que llegan a producir [2].



Figura 1.5. Cicatriz anormal en muñón [30].

- Sensibilidad: Los muñones con disminución o pérdida de sensibilidad al dolor, ocasionan dificultades para la adaptación protésica, si se producen zonas de presión indebidas pueden desencadenarse lesiones como los edemas, las llagas en la piel, etc., así como problemas de circulación [2].
- Fuerza muscular: El paciente amputado, con el paso del tiempo presenta una considerable disminución de masa muscular en la zona donde se realizó la amputación (además de la porción muscular extirpada durante la intervención quirúrgica) y por consiguiente una disminución en la fuerza debido a la inactividad de la porción muscular restante, este hecho provoca que la capacidad de maniobra de la extremidad afectada se dificulte y aún más durante el uso de una prótesis [2].
- Elasticidad y flexibilidad muscular: Las contracciones musculares propias de los estados sedentarios de la población en general, sumadas con las producidas por los mismos procesos de amputación o desarticulación y la adopción de posturas inadecuadas por parte de los pacientes, ocasionan dificultades en la movilidad, en la adaptación y el uso de la prótesis [2].

1.2. PRÓTESIS PARA AMPUTACIÓN TRANSFEMORAL

La prótesis transfemoral consta de [7]:

- Socket de contacto (de apoyo preferentemente isquiático): Permite la transmisión de las fuerzas verticales que se ejercen entre el usuario y el suelo, estas se lleva a cabo en su mayor parte gracias al apoyo de la región del macizo isquiático, asociado a un contra apoyo diametralmente opuesto.
- Rodilla protésica: La rodilla protésica debe ofrecer una gran estabilidad durante la fase de apoyo y, a la vez, una movilidad controlada durante la fase pendular.
- Tubo de muslo o caña: Su función es la de posibilitar la altura deseada de la prótesis, además de proporcionar el soporte del cuerpo y la parte superior de la prótesis. Une la rodilla con el pie protésico.
- Pie protésico: Es una pieza en forma de pie, liviana y poco voluminosa cuyo objetivo es dar sustento al usuario y permitirle la marcha, inclusive algunos pies protésicos permiten practicar actividades deportivas.

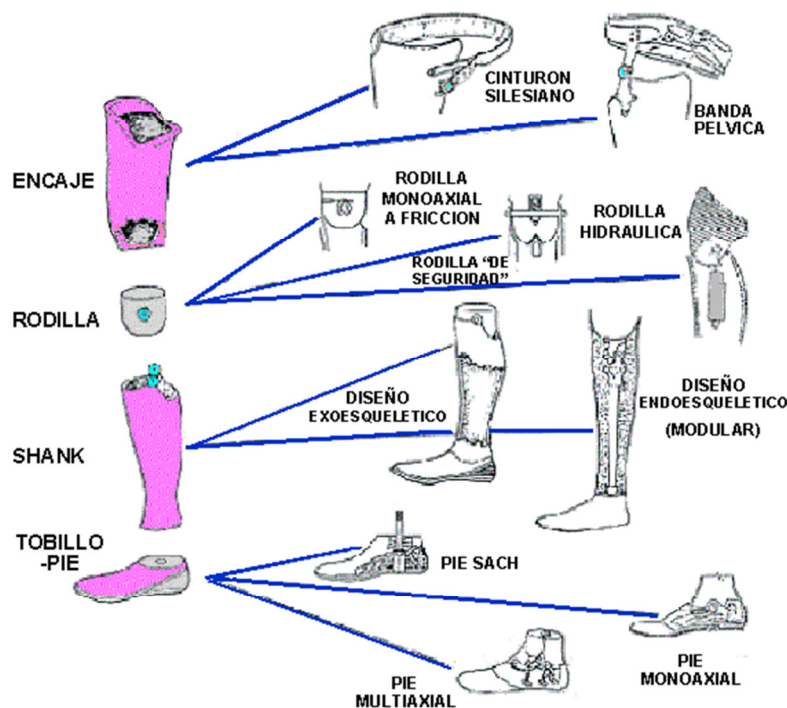


Figura 1.6. Partes de una prótesis transfemoral [12].

El objetivo principal de la prótesis es realizar el apoyo durante la bipedestación y contribuir en la dinámica para llevar a cabo la marcha o la carrera, como objetivo secundario, la prótesis pretende proporcionar una amortiguación a los impactos y fuerzas del peso corporal, lograr la estabilidad del miembro, conseguir la progresión del centro de gravedad durante la marcha y una correcta alineación de los miembros inferiores. Una prótesis pretende recuperar la pérdida de todos los mecanismos empleados en la marcha, como el impulso, el frenado y la propulsión entre otros.

Por todo lo anterior las funciones principales que debe ofrecer una prótesis de miembro inferior a nivel transfemoral son [8]:

- Brindar capacidad de apoyo: Esto significa que se debe permitir el traslado del peso corporal desde el muñón del usuario hasta la prótesis, en donde el socket de la misma juega un papel crucial al ser el elemento de unión entre el usuario y la prótesis. Esta capacidad de apoyo debe estar presente en todo momento ya sea en estado dinámico (marcha) o estático (bipedestación) proporcionándole al usuario comodidad y sobre todo seguridad.
- Flexión de la prótesis durante la fase de oscilación: El principal objetivo es que el pie no se arrastre en el suelo, para ello es necesario el correcto acoplamiento, suspensión y anclaje de la prótesis, para lograr imitar la función que se lleva a cabo fisiológicamente.
- Suplir la función de las articulaciones perdidas: En cuyo caso el grado de efectividad en la sustitución de estas dependerá del usuario y su fisionomía.
- Capacidad del control de movimiento: La cual depende principalmente de la interacción entre el paciente y su prótesis, es aquí donde el socket juega un papel importante ya que debe permitir las contracciones libres del músculo en el muñón sin proporcionar molestias de algún tipo.
- Capacidad de amortiguación: Principalmente durante la marcha que es cuando el usuario requiere de todas las herramientas posibles que le permitan llevar a cabo esta actividad lo más natural posible.
- Restablecimiento del equilibrio y simetría: La prótesis debe permitir que el usuario logre compensar la masa corporal perdida para lograr una correcta distribución de su centro de gravedad.

El mecanismo de acción de una prótesis se basa en principios de biomecánica descritos a continuación [8]:

- El punteado: También conocido como “By-pass” o transferencia de carga desde las zonas del muñón que no toleran la presión hasta el suelo, esto es debido a que el muñón no tolera la carga distalmente. Es aquí donde se resalta de nuevo la importancia del socket en la prótesis ya que éste debe proporcionar un contacto total con un reparto selectivo de la carga y de esta manera evitar la concentración de la carga sobre el área sensible concentrando el apoyo en zonas más tolerantes a la presión.
- El anclaje: Es la suspensión entre el muñón y el socket, una vez más, el socket debe ejercer una función importante para el usuario al dar una buena estabilidad y comodidad durante el apoyo de la prótesis para evitar movimientos indeseados entre el muñón y la prótesis, tales que puedan causar alguna lesión al usuario o bien algún mal hábito durante la marcha o bipedestación.

1.2.1. Tipos de prótesis

Existe una amplia variedad de prótesis las cuales pueden clasificarse según su diseño y funcionalidad.

Según su funcionalidad las prótesis pueden designarse como:

- Inmediata o Immediate Postoperative Prosthesis (IPOP): Se coloca inmediatamente después de la amputación y es recomendada para pacientes jóvenes con lesiones traumáticas, que tiene buen balance y piel saludable.



Figura 1.7. Prótesis Inmediata [42].

- Temporal o Temporary Prosthese (TP): Esta se emplea para promover la reducción del edema y un mejor patrón de ambulación para aquellos paseantes que son candidatos a prótesis permanente. Reduce el tiempo de rehabilitación.



Figura 1.8. Prótesis Temporal [30].

- Definitiva o Denitive Prosthese (DP): Se recomienda para pacientes que han estabilizado la circunferencia de su muñón. El paciente puede estar listo para ella de 3 a 6 meses después de la amputación.



Figura 1.9. Prótesis Definitiva [30].

Según su diseño las prótesis pueden designarse como:

- Endoesquelética o Modular: Este tipo de diseño (por módulos) permite que el socket pueda ser intercambiado sin necesidad de cambiar toda la prótesis. El socket está conectado a una pieza tubular que conecta con la rodilla y de igual forma la rodilla conecta con el pie, la pieza tubular puede ser de titanio, acero inoxidable, carbono o aluminio según las necesidades. A menudo la pieza tubular se cubre con un material que simule la piel. Este tipo de prótesis resulta más ligera que las exoesqueléticas.



Figura 1.10. Prótesis Endoesquelética [29].

- Exoesquelética: No llevan funda y su acabado es a base de plástico laminado. Los elementos de la rodilla y del tobillo-pie quedan a la vista, formando una estructura sólida del conjunto de la prótesis. Son generalmente más resistentes y por lo tanto más durables, así como más pesadas.



Figura 1.11. Prótesis Exoesquelética [29].

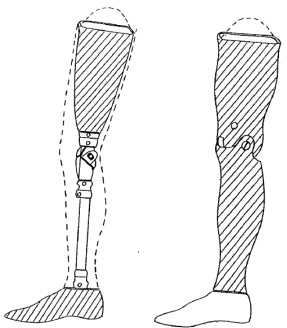
1.3. SOCKET PARA PRÓTESIS DE AMPUTACIÓN TRANSFEMORAL

Existen varios tipos de socket para la prótesis del paciente de amputación transfemoral, cada uno de estos tipos cuenta con determinadas funciones las cuales son valoradas por el especialista al momento de la colocación de una prótesis según las diferentes características del muñón.

Debido a que el uso de este tipo de prótesis supone un mayor gasto energético, a la hora de indicarlas hay que tener en cuenta, además de las características del muñón, edad, peso, estado del sistema cardiorrespiratorio y la actividad que desarrolle el paciente.

Habitualmente, las prótesis están constituidas por un socket cuadrangular con apoyo isquiático, ya que el extremo distal del muñón no es apto para soportar la carga.

A continuación se muestra una tabla con los tipos de sockets para amputación transfemoral con sus determinadas funciones [9]:

TIPO DE SOCKET	DESCRIPCIÓN	FUNCIÓN
<p>Socket cuadrangular laminado o termoconformado al vacío.</p> 	<p>El socket cuadrangular es en su extremo proximal de contorno irregular, realizado sobre positivo del muñón en resina laminada o en termoplástico rígido, que reproduce en su interior el relieve del muñón.</p>	<p>Mejorar la eficiencia y el patrón de marcha, permitiendo el apoyo estático y el dinámico, logrando una amortiguación del peso corporal durante la marcha y consiguiendo un buen anclaje y suspensión de la prótesis durante la oscilación y una buena estabilización durante el apoyo.</p>

Nota: Se entiende por apoyo isquiático al que se tiene sobre la porción ósea del isquion, el cual se encuentra cercano al pubis.

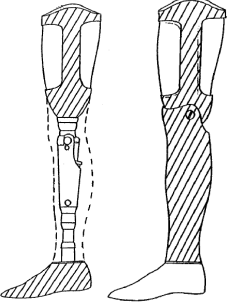
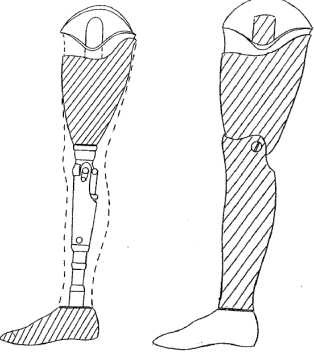
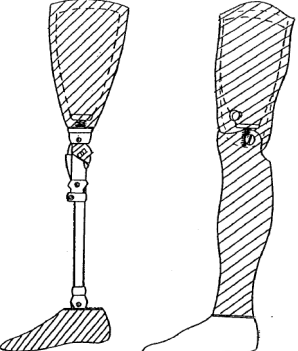
TIPO DE SOCKET	DESCRIPCIÓN	FUNCIÓN
<p data-bbox="237 260 581 291">Socket cuadrangular ISNY</p> 	<p data-bbox="618 260 993 558">El socket ISNY (Islandia, Suecia, Nueva York) es cuadrilateral de contacto total con válvula y consta de un socket de plástico flexible dentro de una estructura rígida de plástico o resina laminada, que actúa como soporte.</p>	<p data-bbox="1016 260 1391 590">Permite el apoyo en el isquion y en el resto del socket y permite que los músculos del miembro amputado ejerzan el control de la prótesis tanto en el eje de gravedad como en el eje de marcha, limitando la pérdida de suspensión de la misma.</p>
<p data-bbox="293 663 526 695">Socket CAT-CAM</p> 	<p data-bbox="618 663 993 1062">El socket CAT-CAM (Contoured Adducted Trochanteric Controlled Alignment Method) tiene forma ovoidea, siendo el diámetro antero-posterior más largo. El isquion está contenido dentro del socket. La pared lateral evita que el fémur se desplace en abducción y consigue un anclaje o cerradura ósea.</p>	<p data-bbox="1016 663 1391 995">Permite el apoyo en toda la superficie de contacto del muñón, el diseño del socket proporciona una mayor estabilidad mecánica en los tres planos del espacio, disminuyendo el desplazamiento lateral. Permite un buen anclaje de la prótesis.</p>
<p data-bbox="232 1136 586 1199">Socket de contacto total de silicona</p> 	<p data-bbox="618 1136 993 1467">Es un socket rígido externo en resina laminada o de termoplástico rígido hecho a medida, y de un socket interno de silicona con succión, directamente en contacto con la piel, tiene un sistema de acoplamiento con un tubo metálico, rodilla y protésica.</p>	<p data-bbox="1016 1136 1391 1499">El apoyo se hace en toda la superficie de contacto del muñón a través del principio de distribución de cargas de tipo hidrostático. Por las características del material mejora la suspensión protésica proporcionando mayor estabilidad y protege de fricción a la piel.</p>

Tabla 1.1. Tipos de sockets para amputación transfemoral [9].

1.3.1. Fabricación

Los métodos para la fabricación de prótesis no han cambiado considerablemente a lo largo de los años, no obstante, se han ido apoyando en el uso de las nuevas tecnologías. A continuación se presentan los métodos empleados para la fabricación de prótesis, siendo el método convencional el de mayor uso desde los inicios de las prótesis hasta nuestros días [31]:

- Método convencional: Este método consiste en tomar medidas y características del muñón. Se cubre con yeso el muñón del paciente para hacer una impresión negativa o molde. Se rellena con yeso para crear el molde positivo. Se toman medidas del largo y la circunferencia del muñón, así como de la dimensión del muñón óseo y muñón blando, distancia entre el muñón y la rodilla, talla del pie, altura del zapato convencional, etc. También se considera otras características como la sensibilidad de la piel, presencia de edemas y lesiones, entre otras. Todos estos datos se usan como referencia para la elaboración del socket protésico, así como de la prótesis en sí.

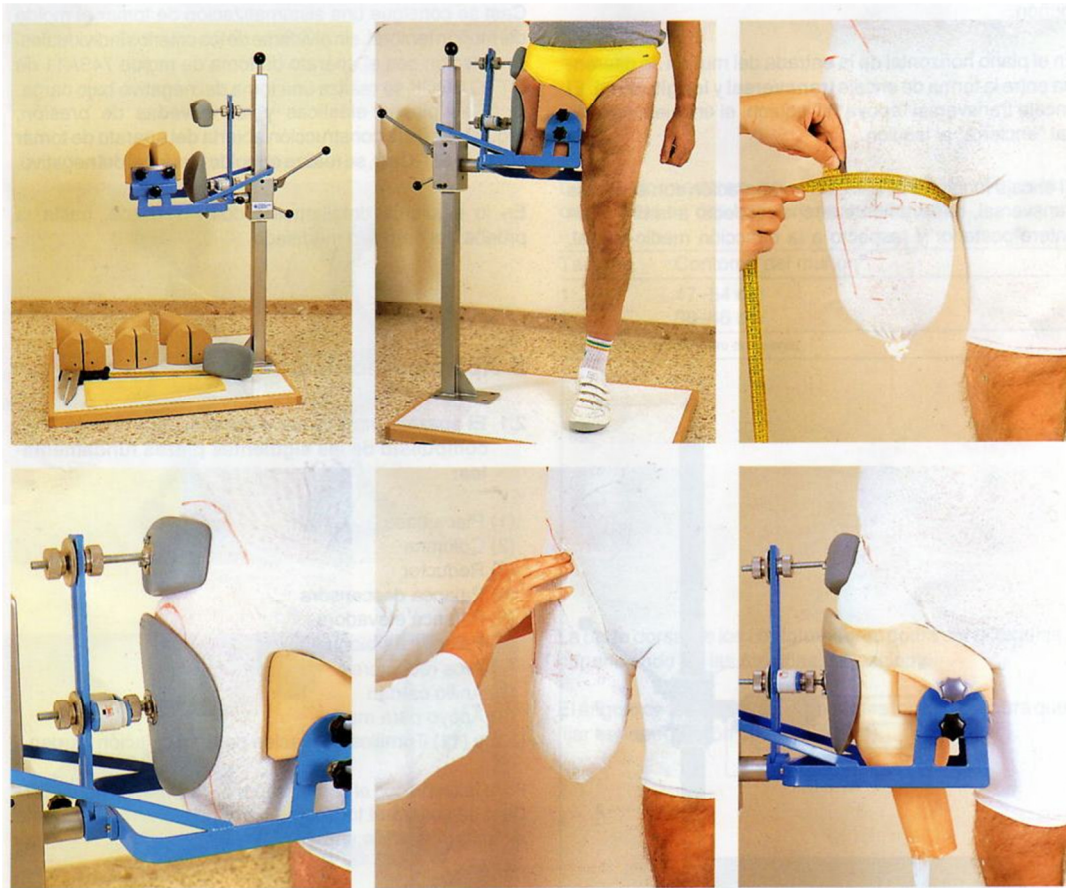


Figura 1.12. Equipo para toma de moldes de conos cuadriláteros [31].

- Método computarizado (CAD/CAM): Una sonda escanea la información del molde hecho al muñón para contar con la información computarizada. Posteriormente un software permite al protesista hacer una réplica exacta del muñón del paciente para así iniciar el diseño de la prótesis vía CAD. Por último se entra al proceso CAM donde un tallador crea el molde positivo de yeso.

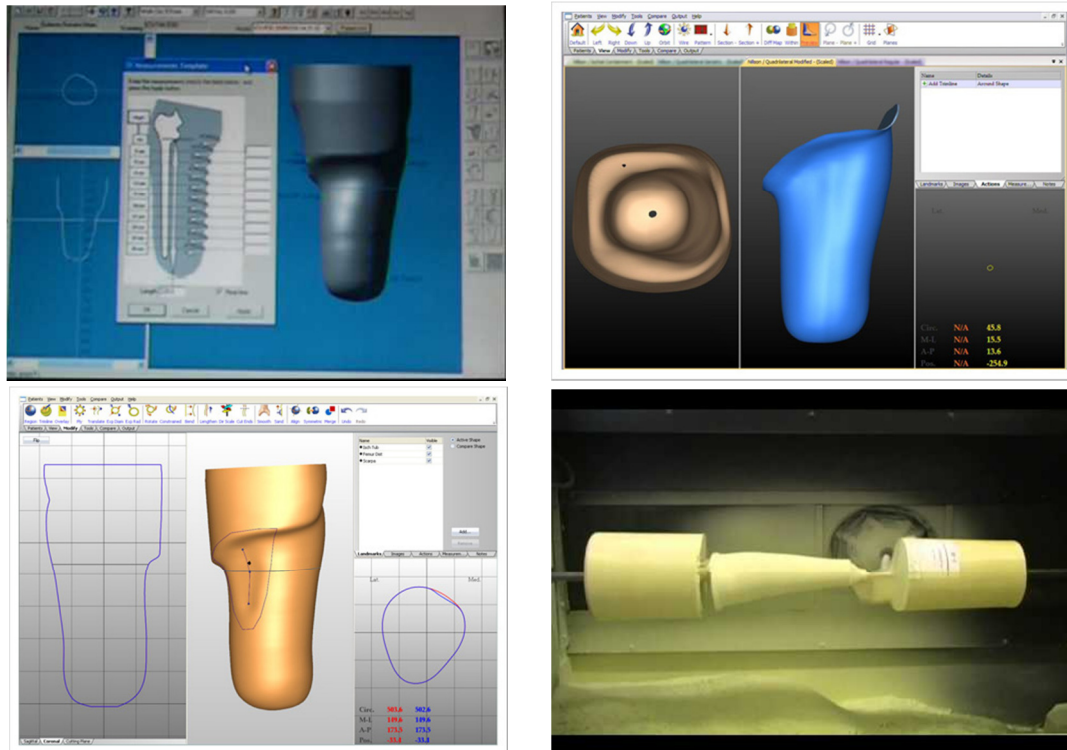


Figura 1.13. Elaboración de socket por métodos de CAD/CAM [31].

1.3.2. Problemas que obligan al paciente al cambio del socket

El paciente puede presentar complicaciones en el muñón, las cuales le imposibilitan una adaptación satisfactoria a la prótesis. Estos problemas lo obligan a hacer modificaciones parciales o totales en sus elementos protésicos, o en el peor de los casos, a abandonarlos.

Los problemas más comunes que se presentan son [2]:

- Disminución de volumen: La debilidad y la progresiva atrofia de los músculos que pierden su acción por la amputación, alteran el uso de la prótesis. Debido a que éstas se fabrican sobre medida, el paciente, al momento de adquirir su nueva prótesis, presenta un muñón con determinadas características, las cuales cambian con el paso del tiempo.

- Dolor: Puede ser de diversas formas, siendo la más común el dolor por “neuroma”, presentado debido al crecimiento de los nervios que han sido cortados. Otro tipo muy común es el dolor denominado “dolor fantasma”, el cual se siente en la porción del cuerpo que ha sido amputada. Los pacientes también pueden tener dolores causados por hipersensibilidad en la extremidad residual, inclusive se han presentados casos de dolores de difícil manejo, muchas veces con duración prolongada.
- Edema: Inmediatamente después de la operación se produce un edema como resultado de la intervención quirúrgica. En etapas más tardías se puede presentar como resultado de vendajes mal puestos, enfermedad arterial, pobre retorno venoso, diabetes o enfermedad renal. Aunado a esto, la aparición de edemas también puede ser causada por el uso de un socket protésico mal ajustado al muñón del paciente.
- Falta de equilibrio: La primera complicación que presenta el amputado al intentar acoplarse a su nueva prótesis es la de tratar de conservar el equilibrio durante la marcha. El amputado debe acostumbrarse paulatinamente a una forma de caminar suave y fluida, sin marcar excesivamente los pasos, evitando sobrecargar la pierna íntegra, y evitando movimientos bruscos. Se presenta con mayor frecuencia en pacientes mayores de edad.
- Posturas inadecuadas del muñón y el paciente: Estas conllevan contracturas y deformaciones que limitan funcionalmente la extremidad la adaptación y por ende la adaptación protésica.

1.3.3. Actualidad en sockets para prótesis transfemorales

En la actualidad se han desarrollado varios tipos de materiales y tecnologías que permiten la elaboración de sockets más cómodos y confiables para el usuario de una prótesis. Algunos sockets integran en la fabricación de la parte interior, materiales como la silicona, que proporcionan comodidad y resguarda la integridad del muñón. En su parte exterior algunos sockets llegan a incluir materiales como el carbono que le aportan ligereza y firmeza al socket, inclusive, llegan a contar con zonas flexibles que ofrece la máxima comodidad, higiene y funcionalidad al usuario [42].

Sin embargo, la manufactura de los sockets para prótesis sigue llevándose a cabo de manera individual por técnicos especialistas, según los requerimientos de cada usuario al momento en el que se requiere la prótesis.

A pesar de los avances en materiales y nuevas tecnologías no se ha logrado tener una solución comercial que permita resolver el problema que le origina al usuario de la prótesis el cambio en las dimensiones del muñón con un socket que se ajuste a las necesidades y tallas de los diferentes usuarios de prótesis [32].

A continuación se presenta una tabla con los últimos sockets disponibles en el mercado:

SOCKET	DESCRIPCIÓN
<p data-bbox="277 730 467 762">Socket Polytol</p> 	<ul style="list-style-type: none"> • Elaborado con resina de PU Polytol, indicada para la elaboración de la parte interior flexibles en sockets de prótesis o carcasas de tipo sandwich para órtesis. • La resina de PU Polytol está especialmente indicada para protetizar muñones femorales cortos (longitud máxima del muñón aprox. 15 cm) • Los sockets elaborados con resina de PU Polytol son tolerados por la piel. • Destacan por su buena adherencia a la piel y absorción de la humedad. • Ofrece una comodidad óptima.
<p data-bbox="277 1150 472 1182">Socket Clásico</p> 	<ul style="list-style-type: none"> • Formado por estructuras ligeras de carbono y resina endurecida, tiene interior blando con carcasa de carbono adicional • Este tipo es el que más se utiliza en prótesis femorales, garantiza que el borde del socket protésico sea flexible, facilitando en lo posible movimientos como el sentarse. • El material flexible se sujeta mediante una abrazadera de carbono dura que además forma la unión con los demás componentes.
<p data-bbox="256 1476 488 1507">Socket TF SiOCX</p> 	<ul style="list-style-type: none"> • Cuenta con una combinación donde la parte interior es de silicona y una ligera parte exterior de carbono con zonas flexibles que ofrece la máxima comodidad, higiene y funcionalidad. • Los elementos acolchonados de gel de silicona integrados en el la parte interior del TF SiOCX alivian las zonas sensibles de su muñón.

Tabla 1.2. Últimos sockets disponibles en el mercado [32].

1.3.4. Sockets ajustables a nivel transfemoral

En la actualidad, una gran desventaja de los sockets transfemorales radica en el hecho de que después de cierto tiempo, éstos dejan de ser útiles para el usuario, el cual se ve forzado a cambiarlo en un determinado periodo, éste varía según el estado de salud y actividad física que el usuario presente. Como ya se ha explicado anteriormente, las condiciones del muñón cambian, y en él se puede presentar reducción de talla, lesiones en la piel, llagas, edemas, hinchazón y demás molestias en diversas zonas, los sockets actuales han logrado avances importantes en la solución de estos problemas con excepción del ajuste de la talla de muñón.

Ante este problema, los usuarios se ven forzados a utilizar elementos extra de ajuste ajenos a la socket como vendajes, calcetas, liners, etc. para compensar la pérdida de masa muscular, sin embargo, cuando el muñón presenta un aumento en el volumen causado por hinchazón o alguna otra causa este entra forzado al socket, se aprietan (socket y muñón) causando irritaciones en la piel, ampollas, rozaduras, edemas, etc.

Si bien el ajuste de talla al muñón del usuario no es un problema que afecte directamente a la salud del usuario, sí le genera una limitante muy importante en su vida cotidiana como lo es el no poder usar su prótesis con un ajuste óptimo, lo que podría causarle desperfectos en el ciclo de marcha y la adquisición de malas posturas.

Otro aspecto importante que debe estar presente en los sockets es el mantenimiento, éste no debe ser complicado, además el socket debe permitir la transpiración de la piel. Los materiales utilizados en la fabricación de prótesis, en la mayoría de los casos y dependiendo del costo de la prótesis, son muy rígidos y el uso del mismo resulta incómodo y doloroso.

Por todo lo anterior, es necesaria la creación de un socket autoajutable que le permita al usuario, además de comodidad y seguridad, un periodo de uso prolongado gracias al ajuste de talla. Existen patentes de sockets a nivel transfemoral y transtibial que buscan proporcionar ajuste óptimo, el cual puede ser regulado, sin embargo solo una presenta un ajuste automático.

La Tabla 1.3 presenta las patentes internacionales encontradas durante la revisión del estado del arte para un socket autoajutable.

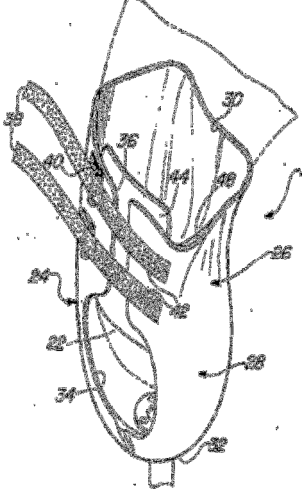
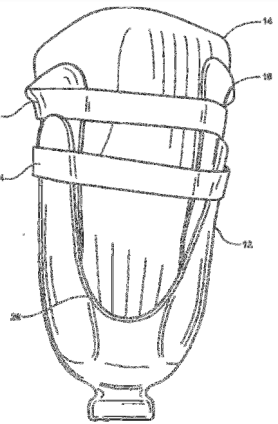
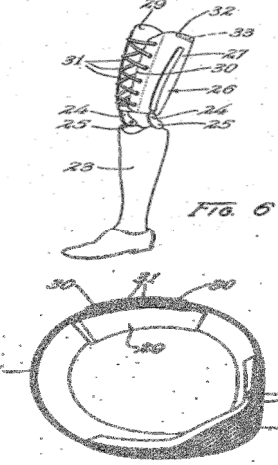
IMAGEN	DESCRIPCIÓN	VENTAJAS	DESVENTAJAS
	<p>Pub. No.: US2004/0199264 A1 Fecha: Oct. 7, 2004</p> <p>Sistema de ajuste mecánico. Ajuste mediante cintas de velcro y calceta con arillo que le permite su posicionamiento [46].</p>	<p>Brinda un ajuste confiable según el tamaño del muñón y sus cambios con el tiempo. Brinda comodidad al portador gracias a la calceta que forma parte del sistema de ajuste.</p>	<p>No es de ajuste automático, no tiene un ajuste continuo durante su uso. Al depender de un único ajuste inicial el muñón pudiera sufrir de estrangulamientos o bien dolores causados por molestias en la piel no solo durante la marcha.</p>
	<p>Pub. No.: US6, 991, 657 B1 Fecha: Ene. 7, 2004</p> <p>Cuenta con cintas de ajuste a manera de abrazaderas al muñón. El socket cuenta con una pared recortada la cual permite la estrangulación para el ajuste [45].</p>	<p>El socket cuenta con dos cojinetes extraíbles que proporcionan comodidad y contribuyen al ajuste. Se cuenta con un ajuste que permite variaciones de tamaño en el muñón.</p>	<p>No cuenta con un autoajuste continuo. La sujeción está concentrada en la parte superior del muñón, pudiendo provocar estrangulamiento y mal ajuste en la parte baja del socket.</p>
	<p>Pub. No.: US2, 908, 016 Fecha: Oct. 13, 1956</p> <p>Ajuste similar al de un zapato con cintas en la parte frontal del muslo. El peso del cuerpo cae en una porción acojinada que se encuentra en la parte superior por debajo de la porción glútea [51].</p>	<p>El sistema se muestra muy sencillo y de fácil empleo con un ajuste rígido en el muñón.</p>	<p>Es un sistema no autoajutable Escaza comodidad en la parte superior del socket donde se recarga todo el peso. Poca practicidad del sistema de ajuste. La superficie de contacto del muñón con el socket es rígida en vez de acolchonada.</p>

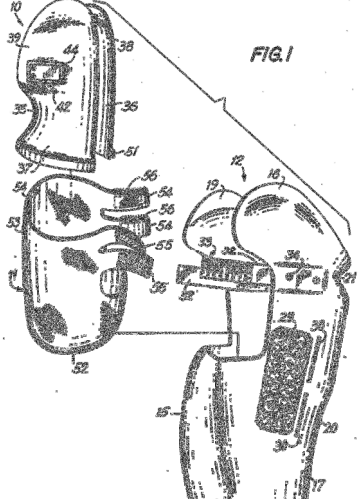
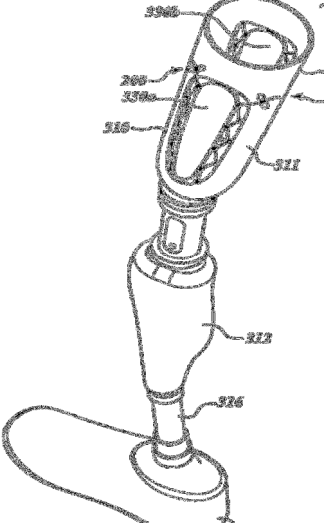
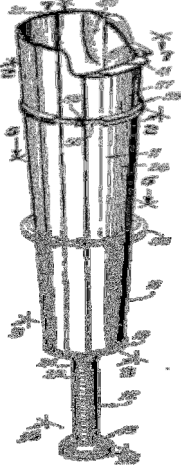
IMAGEN	DESCRIPCIÓN	VENTAJAS	DESVENTAJAS
	<p>Pub. No.: US4, 842, 608 Fecha: Jun. 27, 1989</p> <p>Sujeción mediante cintas de velcro y cintas acanaladas que se van aprisionando. Se toma en cuenta sujeción tanto en la parte inferior como superior [49].</p>	<p>Ajuste seguro, variable y cómodo empleando fundas acolchonadas que envuelven el muñón.</p> <p>Cuenta con una forma sencilla de ajuste.</p>	<p>No es autoajutable. No asegura un ajuste óptimo durante marcha. Desgaste de las cintas velcro que condicionarían el ajuste. Rango de ajuste escaso.</p>
	<p>Pub. No.: US2010/0274364 A1 Fecha: Oct. 28, 2010</p> <p>Ajuste por cintas que aprietan o aligeran el ajuste en el muñón mediante un mecanismo que las libera o inmoviliza. Ajuste en porciones laterales del muñón [50].</p>	<p>Ajuste sencillo. Es de fácil colocación.</p>	<p>No es autoajutable. El ajuste no es uniforme en todas las partes del socket. Sistema de ajuste poco seguro y firme. Escasa comodidad dentro del socket.</p>
	<p>Pub. No.: US4, 161, 042 Fecha: Jul. 17, 1979</p> <p>Ajuste por compresión del muñón [52].</p>	<p>Brinda ajuste en un determinado rango de dimensiones del muñón. El peso del cuerpo recae en la porción glútea.</p>	<p>No es autoajutable. Sin elementos que proporcionen comodidad. Sistema de ajuste poco confiable. Sin estructura ergonómica. Rango de ajuste muy escaso.</p>

IMAGEN	DESCRIPCIÓN	VENTAJAS	DESVENTAJAS
--------	-------------	----------	-------------

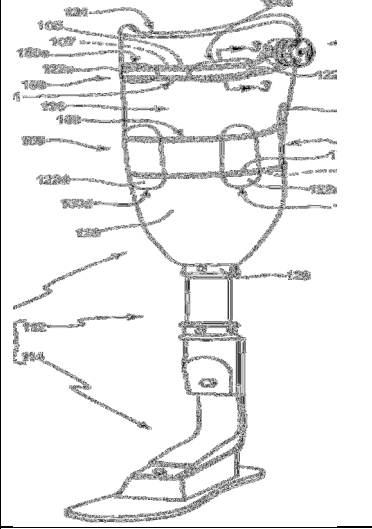
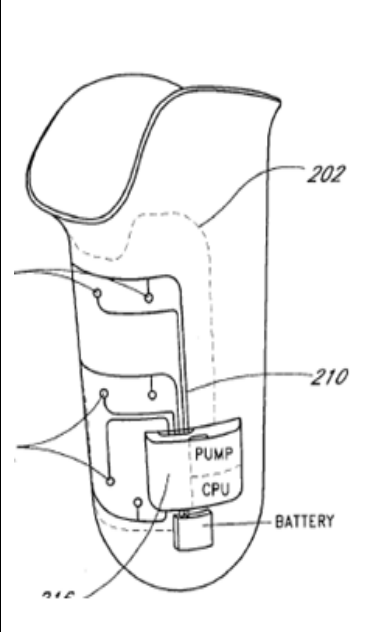
 <p>A technical drawing of a prosthetic socket. It features a main body with several horizontal straps across the top and sides. A control knob is located on the side. Various parts are labeled with numbers: 103, 107, 109, 122, 124, 126, 128, 130, 132, 134, 136, 138, 140, 142, 144, 146, 148, 150, 152, 154, 156, 158, 160, 162, 164, 166, 168, 170, 172, 174, 176, 178, 180, 182, 184, 186, 188, 190, 192, 194, 196, 198, 200, 202, 204, 206, 208, 210, 212, 214, 216, 218, 220, 222, 224, 226, 228, 230, 232, 234, 236, 238, 240, 242, 244, 246, 248, 250, 252, 254, 256, 258, 260, 262, 264, 266, 268, 270, 272, 274, 276, 278, 280, 282, 284, 286, 288, 290, 292, 294, 296, 298, 300, 302, 304, 306, 308, 310, 312, 314, 316, 318, 320, 322, 324, 326, 328, 330, 332, 334, 336, 338, 340, 342, 344, 346, 348, 350, 352, 354, 356, 358, 360, 362, 364, 366, 368, 370, 372, 374, 376, 378, 380, 382, 384, 386, 388, 390, 392, 394, 396, 398, 400, 402, 404, 406, 408, 410, 412, 414, 416, 418, 420, 422, 424, 426, 428, 430, 432, 434, 436, 438, 440, 442, 444, 446, 448, 450, 452, 454, 456, 458, 460, 462, 464, 466, 468, 470, 472, 474, 476, 478, 480, 482, 484, 486, 488, 490, 492, 494, 496, 498, 500, 502, 504, 506, 508, 510, 512, 514, 516, 518, 520, 522, 524, 526, 528, 530, 532, 534, 536, 538, 540, 542, 544, 546, 548, 550, 552, 554, 556, 558, 560, 562, 564, 566, 568, 570, 572, 574, 576, 578, 580, 582, 584, 586, 588, 590, 592, 594, 596, 598, 600, 602, 604, 606, 608, 610, 612, 614, 616, 618, 620, 622, 624, 626, 628, 630, 632, 634, 636, 638, 640, 642, 644, 646, 648, 650, 652, 654, 656, 658, 660, 662, 664, 666, 668, 670, 672, 674, 676, 678, 680, 682, 684, 686, 688, 690, 692, 694, 696, 698, 700, 702, 704, 706, 708, 710, 712, 714, 716, 718, 720, 722, 724, 726, 728, 730, 732, 734, 736, 738, 740, 742, 744, 746, 748, 750, 752, 754, 756, 758, 760, 762, 764, 766, 768, 770, 772, 774, 776, 778, 780, 782, 784, 786, 788, 790, 792, 794, 796, 798, 800, 802, 804, 806, 808, 810, 812, 814, 816, 818, 820, 822, 824, 826, 828, 830, 832, 834, 836, 838, 840, 842, 844, 846, 848, 850, 852, 854, 856, 858, 860, 862, 864, 866, 868, 870, 872, 874, 876, 878, 880, 882, 884, 886, 888, 890, 892, 894, 896, 898, 900, 902, 904, 906, 908, 910, 912, 914, 916, 918, 920, 922, 924, 926, 928, 930, 932, 934, 936, 938, 940, 942, 944, 946, 948, 950, 952, 954, 956, 958, 960, 962, 964, 966, 968, 970, 972, 974, 976, 978, 980, 982, 984, 986, 988, 990, 992, 994, 996, 998, 1000.</p>	<p>Pub. No.: US2011/0071647 Fecha: Mar. 24, 2011 Los elementos de ajuste en el sistema son lazos que al ir estirando ajustan y viceversa, siendo ajustados por el mecanismo de perilla [47].</p>	<p>Permite un ajuste proporcional en el muñón. Ajuste que puede ser continuo, permite ajustar o desajustar a partir de un ajuste inicial.</p>	<p>Le hace falta el autoajuste. No presenta elementos que brinden comodidad para el muñón. Tiene un ajuste forzarlo, lo cual genera dificultad el querer incrementar dicho ajuste.</p>
 <p>A technical drawing of a prosthetic socket showing internal components. A pump is labeled 'PUMP', a central processing unit is labeled 'CPU', and a battery is labeled 'BATTERY'. The socket is labeled '202' and '210'. There are also labels '212' and '214' near the bottom.</p>	<p>Pub. No.: US2003/0181990 A1 Fecha: Sep. 25, 2003 Sistema electrónico y mecánico de autoajuste. Sujeción es mediante la hidráulica empleando una bolsa compresora. Elemento de sujeción colocado por la párete trasera del muñón [48].</p>	<p>Es un sistema de autoajuste. Presenta una forma ergonómica. Presenta un rango de ajuste aceptable. No es estorboso y es práctico.</p>	<p>La sujeción del muñón no es uniforme. Pudiera no ser cómodo para el usuario del socket. El sistema al ser hidráulico pudiera ser pesado.</p>

Tabla 1.3. Patentes de sockets ajustables.

1.4. ANTECEDENTES DEL SOCKET AUTOAJUSTABLE PARA PROTESIS TRANSFEMORAL

El diseño del socket ajustable para prótesis fue presentado en la tesis de licenciatura “Diseño de un socket ajustable para prótesis de miembro inferior” [1]. Con el propósito de dar mayor claridad a este trabajo, se incluye a continuación un resumen de los aspectos más importantes del diseño de este socket ajustable.

Las principales características que tiene este socket son:

- Fabricación no artesanal
- Ajuste a variaciones dimensionales del muñón
- Piezas intercambiables
- Fácil mantenimiento, ensamble y desensamble

Los resultados obtenidos en la tesis de licenciatura “Socket ajustable para prótesis de miembro inferior” [1] fueron satisfactorios y se cumplieron las especificaciones antes mencionadas, sin embargo, se identificaron las siguientes áreas de oportunidad a partir de dicho diseño:

- El sistema de ajuste requiere atención continua del usuario para realizar el ajuste (desarrollar un sistema para permitir el autoajuste)
- Es necesario revisar los esfuerzos y desplazamientos a los que está sometido el socket
- Se recomienda realizar un estudio de diseño industrial para determinar los mejores materiales y apariencia para el socket.

Posteriormente en la tesis de maestría “Diseño de un socket autoajustable para prótesis de miembro inferior” [10] se propuso una configuración del socket que le permita ser autoajustable, es decir, que le permita ajustar automáticamente a los cambios de volumen en el muñón. El socket autoajustable fue dividido en los siguientes sistemas:

- Sistema de estructura: Formado por la abrazadera y la estructura de apoyo.
- Sistema de ajuste: Formado por sujetadores inflables (elementos de ajuste); sujetador medial, sujetador lateral, sujetador anterior y sujetador posterior.
- Sistema de base: Formado por la base roscada, malla elástica y base.

En la presente tesis se propone un diseño del sistema de autoajuste del socket que le permitirá cubrir las necesidades del usuario como se explicará en los siguientes capítulos, así como un diseño conceptual para el sistema de suministro de aire que va a los elementos de ajuste.



Figura 1.14. Diseño final del socket ajustable [10].

Capítulo 2. DISEÑO CONCEPTUAL DEL SISTEMA DE AUTOAJUSTE

Los usuarios de prótesis de miembro inferior requieren de un sistema que les permita la adaptación, de manera confiable, cómoda y en todo momento al socket protésico, debido a que la prótesis es la forma en la que se logran superar las limitaciones, que muchas veces van más allá de la dificultad en el desplazamiento, ya que como se vio en el capítulo anterior, existe el riesgo de la aparición de lesiones en el muñón causadas por enfermedad, cambio de talla, sobre carga de trabajo en la zona amputada, o bien, prótesis mal adaptadas al usuario.

En la propuesta del sistema de autoajuste para un socket autoajustable a nivel transfemoral, mostrada en este trabajo, el cual fue planteado en la tesis de maestría “Diseño de socket autoajustable para prótesis de miembro inferior” [10], será posible hacer que el socket del usuario tenga un ajuste adecuado, confiable y cómodo, y por consiguiente, un control total sobre su prótesis, evitando molestias y lesiones a lo largo de la jornada de actividades. Además, cuenta con un ajuste de talla en todo momento.

En el trabajo “Diseño de socket autoajustable para prótesis de miembro inferior” [10] se propuso un ajuste manual y automático de talla para brindar seguridad al usuario durante el uso de su prótesis, adaptándose a los cambios de volumen del muñón y permitiendo un contacto total entre éste y el socket.

Ahora, en éste trabajo, se da solución a dicha propuesta. El socket contará con dos tipos de ajuste, un ajuste automático y uno manual, ambos pueden ser calibrados a diferentes grados, con la diferencia de que el manual no requiere de un sistema de suministro de aire integrado a la prótesis, éste es proporcionado a través de una bomba de baumanómetro conectada al socket.

El sistema de autoajuste para el socket autoajustable constará de tres partes:

- **Ajuste automático:** Permite regular el grado de ajuste así como delimitar un rango de tolerancia alrededor de éste, sobre el cual el sistema no efectuará acción correctiva, de esta manera el usuario podrá sentirse cómodo y seguro, al no sentir que el sistema está corrigiendo el ajuste ante perturbaciones poco significativas.
Cuenta con un sistema de control que permite mantener el grado de ajuste de los sujetadores (ubicados en la parte interna del socket), ya que, como

se vio en el capítulo uno, el ajuste se ve alterado por las variaciones dimensionales del muñón. El ajuste automático depende en gran medida de las señales obtenidas por sensores encontrados en conexión con los elementos de ajuste. Cabe mencionar que los sujetadores fueron diseñados en su forma y configuración en el trabajo de tesis para el socket ya mencionado (referencia [1]) y su objetivo es proporcionar el ajuste con la entrada o salida de aire de su interior.

- **Suministro de aire:** Proporciona, durante el uso de la prótesis, el aire que le permite a los elementos de ajuste proporcionar un ajuste adecuado al muñón del usuario, aportándole comodidad y seguridad sin poner en riesgo la integridad física del muñón del.
- **Ajuste manual:** Le permite al usuario inflar o desinflar los elementos de ajuste, hasta donde considere necesario, mediante el empleo de una bomba de baumanómetro y llaves de paso de aire, con este tipo de ajuste el usuario no tendrá necesidad de hacer uso de un ajuste automático.

Como se trató en el capítulo uno de este trabajo, el usuario de prótesis a nivel transfemoral presenta problemas, lesiones, molestias y demás complicaciones durante el uso del socket protésico, el análisis de dichos inconvenientes, así como el conocimiento de las características de los sockets protésicos actuales permitió la designación de las funciones y problemas a cubrir en el sistema de autoajuste, así como las ventajas que este proporciona.

Las funciones que se deben cumplir con el sistema de autoajuste del socket son:

- Alojar el muñón del usuario de manera segura, cómoda y brindando un ajuste hasta donde el usuario lo considere necesario.
- Proporcionar seguridad durante la bipedestación y la marcha.
- Brindar un control total sobre la prótesis.
- Lograr que la interacción entre el usuario y su prótesis sea sencilla.
- Ajustar el muñón del usuario según su talla y durante las variaciones volumétricas de éste.

Problemas a resolver con la creación del sistema de autoajuste del socket:

- Lesiones en el muñón.
- Vida útil del socket.
- Ajuste adecuado a pesar del cambio en las dimensiones (volumen y forma) del muñón.
- Problemas de usuarios al momento de la adaptación a la prótesis.
- Problemas en cuanto a la facilidad de uso en sockets.
- Comodidad y seguridad durante el uso.
- Gastos económicos por concepto de reajuste en el socket protésico (compra de liners, calcetas, nuevo socket, etc.).

Ventajas que brinda la creación del sistema de autoajuste del socket:

- Comodidad y seguridad durante el manejo de la prótesis.
- Ajuste adecuado durante el uso de la prótesis, el cual puede ser manual o automático.
- Adaptación a las variaciones de volumen en el muñón, proporcionando un ajuste de talla.
- Permite una mejor y rápida adaptación a la prótesis.
- Mejora el manejo de la prótesis.
- No requiere que sea fabricado sobre medida del usuario.
- Alarga el tiempo de vida útil del socket protésico.
- Bajo costo de adquisición y mantenimiento.
- Facilidad de uso.

2.1. IDENTIFICACIÓN DE LOS REQUERIMIENTOS

Después del análisis elaborado de las problemáticas más comunes en personas amputadas de miembro inferior a nivel transfemoral, y en base al análisis de las características y complicaciones de los sockets protésicos actuales, realizado en el capítulo uno de este trabajo, se lograron definir los requerimientos del sistema de autoajuste, destacando que el socket debe dar al usuario confianza, seguridad, comodidad y movilidad, principalmente.

Dichos análisis fueron posibles gracias al estudio de casos documentados que muestran las experiencias de usuarios de prótesis a nivel transfemoral con sus sockets protésicos, así como experiencias de usuarios con algún tipo de enfermedad como la diabetes, y usuarios con características especiales en su muñón como formas irregulares, etc. Dicha información fue obtenida de diferentes fuentes provenientes de distintos sectores de salud en el mundo (como se puede ver en las referencias de este trabajo), se consultaron informes de casos de amputación, manuales de amputados, estadísticas sobre amputaciones, guías sobre prótesis y demás información relevante.

Que el usuario adquiera confianza en su prótesis amerita una muy buena sujeción entre socket y muñón, sin limitar sus movimientos y que le dé firmeza (ajuste continuo), ya sea en estado de bipedestación o durante la marcha. Todos estos factores permitirán al usuario, no solo desarrollar una correcta marcha, sino también apoyarlo en el proceso de acoplamiento a su nueva prótesis.

Se le brindará al usuario un autoajuste continuo que no solo compense las perturbaciones en el muñón causadas por movimientos, sino que también evite las molestias causadas por la variación de dimensiones en el muñón (volumen y forma) principalmente, por lo que el sistema aportará la seguridad indispensable para no causar lesiones en el muñón.

Con el socket autoajutable, el usuario no solo cuenta con una herramienta que tiene que aprender y acostumbrarse a manipular como en el caso de los sockets convencionales, también cuenta con un elemento dinámico que le auxilia en su proceso de acoplamiento a su nuevo estilo de vida, evitándole en lo mayor posible las diversas molestias causadas por los sockets protésicos actuales (molestias en el muñón por cambio de talla, edemas, lesiones en la piel, etc.).

Las necesidades mencionadas requieren de la creación de un sistema de autoajuste en el socket de las prótesis que brinde soluciones. Por ello el sistema de autoajutable debe proporcionar firmeza, pero al mismo tiempo ser suave y cómodo, debe no ser estorboso, pero que sea lo suficientemente robusto para proporcionar seguridad al usuario durante la marcha o bipedestación.

2.1.1. Requerimientos

Movilidad. El sistema de autoajuste permitirá al usuario movimientos libres que le hagan posible llevar a cabo la marcha de manera libre y sin ocasionarle lesiones ni molestias. Esto hará que el usuario pueda caminar de forma suave y fluida, sin marcar excesivamente el paso y sin sobrecargar la pierna sin prótesis, le permitirá tener un mejor equilibrio y evitar posturas inadecuadas que le causen lesiones.

Fácil manejo. El sistema de autoajuste le permitirá al usuario tener un control que le posibilite manejar las características de operación en el socket de acuerdo a sus necesidades, que le haga posible establecer configuraciones que le permitan una mayor comodidad como lo es el poder designar el grado de ajuste, entre otras características. El manejo del socket autoajustable será de manera sencilla e intuitiva para el usuario.

Autoajuste universal. El sistema será capaz de ajustar de manera cómoda y firme a cualquier tipo de muñón, ya que, existen pacientes que encuentran difícil acoplarse a una prótesis (en particular al socket protésico) debido a variaciones en su peso, malformaciones en su muñón, cicatrices, etc.

El sistema de autoajuste permitirá a usuarios con estos problemas acoplarse no solo más rápido a una prótesis, también les evitará molestias comunes, como las ocasionadas con sockets protésicos convencionales, como lo son el dolor, laceraciones e irritaciones en la piel, entre muchas otras. De esta manera el socket autoajustable puede cumplir con su función principal (la unión entre muñón y prótesis) de forma adecuada, durante un periodo de tiempo significativamente mayor comparado con sockets comunes, gracias al sistema de autoajuste integrado, que compensa las variaciones dimensionales en el muñón evitando el remplazo del socket y por ende alargando el tiempo de vida útil.

Fácil mantenimiento. Es importante que tanto el socket como el muñón se mantengan limpios, ya que este es un punto muy importante para evitar problemas en la piel. Por ello, el sistema de autoajuste será de fácil limpieza, pues los elementos que lo integran pueden ser desmontados con facilidad para su mantenimiento, inclusive los elementos que integran el sistema de autoajuste son comerciales, lo cual permite que componentes con falla puedan ser sustituidos sin problema.

Seguridad. El sistema brindará seguridad al usuario evitando molestias y lesiones en el muñón causadas por presiones elevadas. La intención del sistema de autoajuste es auxiliar en este tipo de dificultades (detectando problemas como las

presiones excesivas en el socket, holguras por falta de ajuste, etc.), evitándolas y remediándolas sin dejar de brindar un ajuste eficiente entre prótesis y muñón.

Respuesta rápida. El sistema brindará autoajuste de modo continuo y rápido. Se analizará el ajuste (muñón-socket) de manera continua, de esta forma se incrementará o reducirá el grado de ajuste según se requiera. Las decisiones del sistema serán tomadas por componentes de control que realizarán acciones correctivas en base a criterios establecidos por el usuario y con ayuda de los elementos de sensado, los cuales monitorean en todo momento las condiciones de presión del muñón.

Comodidad. El socket será confortable, evitándole al usuario molestias propias del uso de sockets convencionales.

Durabilidad. Gracias a que el sistema de autoajuste podrá compensar cambios en el muñón causados por la atrofia de los músculos, se alargará el tiempo de vida útil del socket, proporcionando un buen ajuste y evitando que éste tenga que ser sustituido continuamente.

Calibración del sistema. El sistema de autoajuste contará con una regulación del nivel de ajuste, el cual será definido por el usuario. El grado de ajuste (presión con la que ajusta el socket) difícilmente puede ser estático, ya que el usuario puede presentar diversos problemas a lo largo del uso de la prótesis, como lo son dolores o lesiones, que le obliguen a cambiar el grado de sujeción muñón-socket. Ejemplo de estos problemas son los neuromas o la hipersensibilidad, suelen aparecer en usuarios de prótesis con el paso del tiempo. Por si esto fuera poco, los usuarios de prótesis muchas veces requieren de vendajes en el muñón, alterando el volumen de éste de manera diferente cada vez que se realizan. Es por ello que el grado de ajuste debe ser designado por el usuario según sus necesidades, siendo de gran importancia que el sistema de autoajuste permita una fácil manipulación de éste.

2.1.2. Jerarquización de los requerimientos

Tomando en cuenta los puntos primordiales encontrados durante la identificación de las necesidades, con base en el estudio elaborado a los sockets de miembro inferior a nivel transfemoral y al estudio de las complicaciones presentadas por los usuarios de dichos sockets, se estableció una jerarquía de necesidades, la cual, permitirá detectar los puntos clave a cuidar durante la elaboración del sistema de autoajuste del socket, así como a establecer qué aspectos son de mayor importancia de entre dichos puntos.

Requerimientos Primarios:

Seguridad.

- 1.- Evitar estrangulamiento y lesiones en el muñón.
- 2.- Cuidar la integridad del muñón.

Autoajuste universal.

- 1.- Permitir acoplamiento universal (a cualquier tipo de muñón).
- 2.- El socket solo se elegirá por la talla del usuario (chico, mediano, grande).
- 3.- El autoajuste se brindará durante toda la jornada del usuario (duración de pila).

Rápida respuesta.

- 1.- Sensado y procesamiento del sistema óptimo y rápido.
- 2.- Tiempos de ajuste rápidos.

Requerimientos Secundarios:

Movilidad.

- 1.- Sujeción poco estorbosa (que los elementos de sujeción se inflen y desinflen de manera uniforme).
- 2.- La configuración del sistema de autoajuste no debe limitar los movimientos.
- 3.- Sistema de control eficiente.

Comodidad.

- 1.- Sujeción cómoda, firme y segura durante todo el tiempo de uso.

Calibración del sistema.

- 1.- Fácil manipulación con acceso rápido y eficiente.
- 2.- Manipulación continua (Variación constante del grado de ajuste según requerimientos del usuario).
- 3.- Manejo seguro (evitar llevar la el socket a presiones elevadas que lesionen el muñón del usuario).

Requerimientos Terciarios:

Fácil manejo.

- 1.- Elementos de calibración de fácil manejo.

Fácil mantenimiento.

- 1.- Fácil ensamble y desensamble del sistema en el socket.
- 2.- Mantenimiento sencillo.
- 3.- Los elementos de ajuste y electrónica dañados podrán ser sustituibles.

Durabilidad.

- 1.- Evitar el reemplazo continuo y en poco tiempo del socket.

2.1.3. Ponderación de los requerimientos

Una vez establecida una jerarquía en los requerimientos, fueron clasificados en nueve grupos, para englobarlos de una forma más general, y permitiendo aclarar su concepto. Después, se les asignó una calificación para determinar su importancia dentro del diseño del sistema de autoajuste.

La siguiente tabla presenta una ponderación de los requerimientos planteados con valores que van de 1 al 10 (siendo el valor de 1 la calificación más baja y el de 10 la más alta). Posteriormente se estableció el porcentaje de importancia de cada uno de los requerimientos.

Requerimiento		Imp.	%
Seguridad	Evitar estrangulamiento y lesiones de cualquier tipo en el muñón.	9	6.7
	Cuidar la integridad del muñón.	10	7.5
Autoajuste universal	Permitir acoplamiento universal (a cualquier tipo de muñón).	9	7.1
	El socket solo se elegirá por la talla del usuario (chico, mediano, grande).	8	5.9
	El autoajuste se brindará durante toda la jornada del usuario (duración de pila).	8	5.9
Rápida respuesta	Sensado y procesamiento del sistema óptimo y rápido.	8	6.3
	Tiempos de ajuste rápidos.	8	5.9
Movilidad	Sujeción poco estorbosa.	7	5.1
	Configuración del sistema de autoajuste no debe limitar los movimientos.	7	5.5
	Sistema de control eficiente	8	5.9
Comodidad	Sujeción cómoda, firme y segura durante todo el tiempo de uso.	9	6.7
Calibración del sistema	Fácil manipulación con acceso rápido y eficiente.	5	3.9
	Manipulación continua.	6	4.7
	Manejo seguro (Evitar llevar el socket a presiones críticas).	7	5.1
Fácil manejo	Elementos de calibración de fácil manejo.	6	4.7
Fácil mantenimiento	Fácil ensamble y des-ensamble del sistema en el socket.	5	3.5
	Mantenimiento sencillo.	5	3.5
	Los elementos de ajuste y electrónica dañados podrán ser sustituidos.	4	3.1
Durabilidad	Evitar el remplazo continuo y en poco tiempo del socket.	4	2.8
Total		127	100

Tabla 2.1. Ponderación de las necesidades para la creación del sistema de autoajuste del socket.

Como se puede apreciar en la Tabla 2.1, las clasificaciones de requerimientos de mayor importancia, según la ponderación de la tabla, son los requerimientos enfocados a la “seguridad” del usuario y al “autoajuste de manera universal”.

2.2. FUNCIONES DEL SISTEMA DE AUTOAJUSTE DEL SOCKET

Una vez conocidos y analizados los requerimientos que se necesitan solventar con el sistema de autoajuste para el socket protésico, es necesario fijar los objetivos a seguir durante el desarrollo del trabajo, para ello, se planteó el siguiente árbol de objetivos, que permitirá establecer las funciones que debe cubrir el socket.

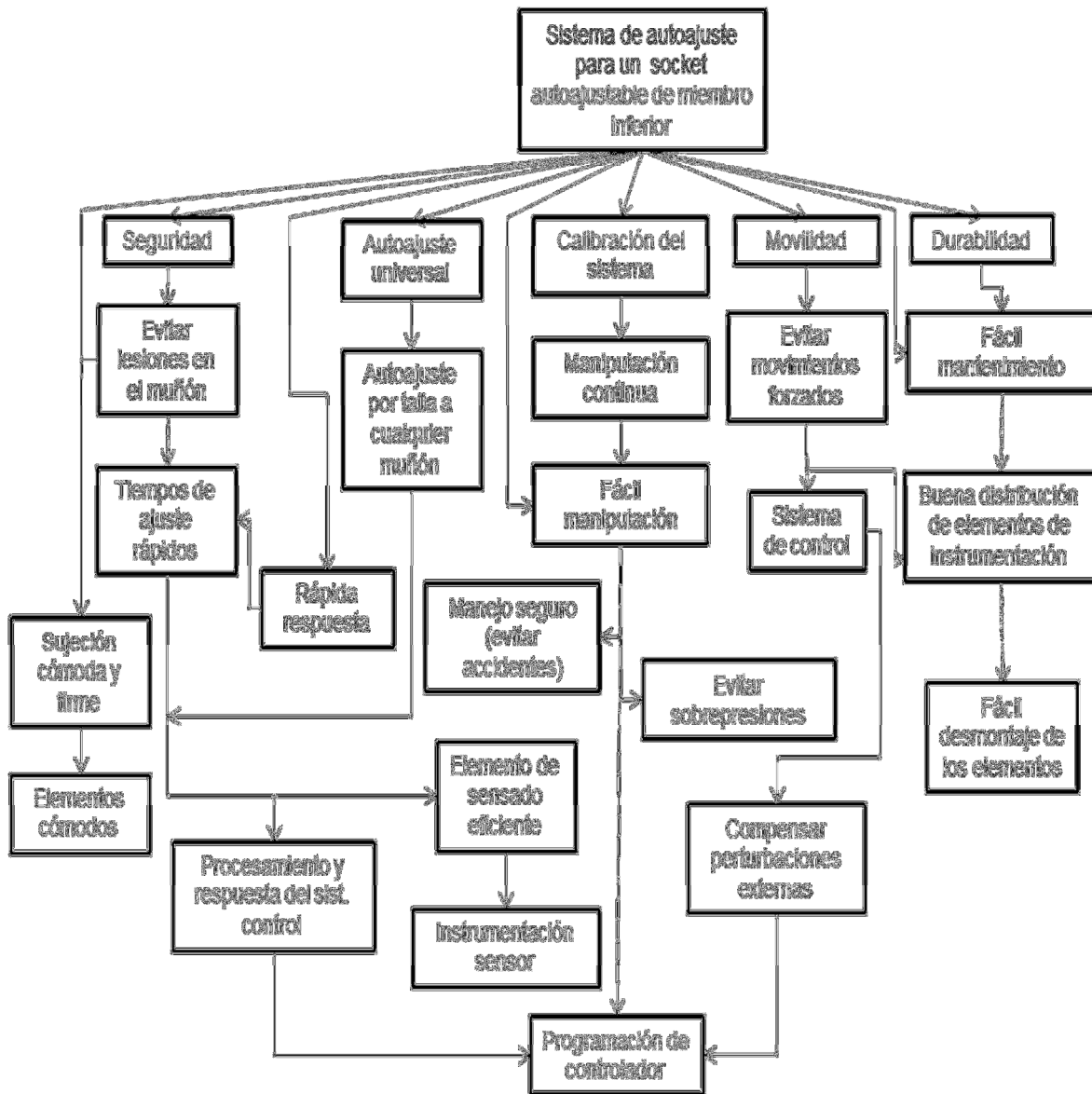


Figura 2.1. Árbol de objetivos para el sistema de autoajuste para un socket autoajustable.

2.2.1. Diagrama de función

En la tesis de maestría “Diseño de socket autoajustable para prótesis de miembro inferior” [10] se planteó un diagrama donde se muestran las funciones realizadas por el socket autoajustable, al ser en esta tesis el objetivo principal la creación del sistema de autoajuste del socket, a continuación se mostrará el diagrama de funciones para dicho objetivo únicamente, sin perder de vista las funciones planteadas para el socket autoajustable en su forma general establecidas anteriormente (referencia [10]).

En lo referente al sistema de autoajuste, se fijaron las funciones esenciales para poder definir la forma en que el problema debe abordarse. Dichas funciones son aquellas que deben satisfacer los requerimientos a cubrir en el sistema de autoajuste del socket, independientemente de los componentes físicos que se utilicen.

Las funciones que debe cubrir el sistema de autoajuste del socket son:

- **Control automático de ajuste:** Controlar el ingreso y salida de aire a los elementos de ajuste, según sea requerido.
- **Sensado:** El sensor detectará la presión en el muñón para así poder modificar el estado de los elementos de ajuste a través de la función de control.
- **Suministro de aire:** El suministro de aire es el que permite inflar o desinflar los sujetadores, para controlar el ajuste, una vez que la función de control lo determine. El suministro puede ser manual o del propio sistema.
- **Actuadores y distribución de aire:** El actuador es el elemento electromecánico que permite el paso de aire o la salida del mismo a los elementos de ajuste (sujetadores) mediante las instrucciones del sistema de control.
- **Sujeción:** La sujeción se logra por medio de los elementos de ajuste (sujetadores), se adaptan al muñón a través de su incremento o decremento de volumen de aire en su interior.
- **Suministro de energía:** Es la función que permite la operación de los elementos electrónicos y electromecánicos aportando la energía eléctrica necesaria. El suministro de energía será aportado por baterías que permitan la operación del sistema durante toda la jornada del usuario.

- **Manipulación del sistema:** Es la función que permite manipular, tanto el rango como la calibración de nivel de ajuste. Así como el modo de operación (manual o automático), que se maneja con la activación y desactivación del sistema de autoajuste.

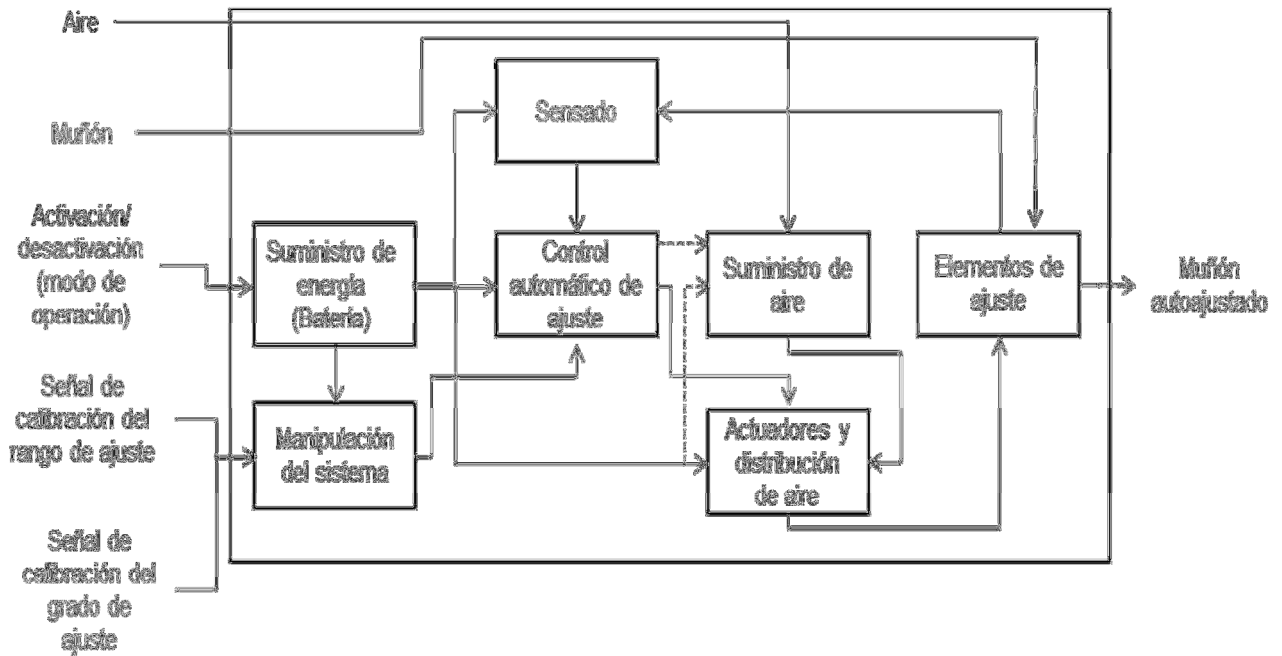


Figura 2.2. Diagrama de función del sistema de autoajuste del socket.

2.3. MATRIZ QFD

La matriz de despliegue de la función de calidad (QFD) permite obtener una correspondencia entre los requerimientos y las características de ingeniería, además permite enfocar las diversas funciones de un producto para lograr una meta común. Una de las ventajas de la elaboración de la matriz QFD es la reducción de cambios de diseño lo que permite entregar una mejor calidad en el producto final [39].

La ponderación que presenta la matriz QFD elaborada (Figura 2.3) se estableció de la siguiente manera:

- _ Si no hay relación
- 1 Si la relación es poca
- 3 Si la relación es regular
- 9 Si la relación mucha

INSTRUMENTACION DE SOCKET AUTOAJUSTABLE PARA PROTESIS DE MIEMBRO INFERIOR A NIVEL TRANSFEMORAL

REQUERIMIENTOS PRIORITARIOS	Imp	[%]	REQUERIMIENTOS TÉCNICOS														
			Peso del sistema	Dimensiones del sistema	Elementos comerciales	Tiempo de desmontaje	Duración de batería	Gasto de energía eléctrica	Eficiencia del controlador	Tiempo de ajuste	Voltaje de alimentación	Presión del sensor	Eficiencia del actuador	Potencia requerida	Vida útil del sistema	Control de presiones en el sistema	
			Kg	m ³	#	seg.	hrs.	W/h	%	ms	V	%	%	W	años	kPa	
1 Evitar estrangulamiento y lesiones.	9	7	3	1	1				9	3		9	9			9	
2 Cuidar la integridad del muñón.	10	7	9	9		1	1		9	9		9	9			9	
3 Acoplamiento a cualquier tipo de muñón.	9	7			1	1	1	1	9	3		9	3		9	3	
4 Elección según talla.	8	6		3	9			3						3	3	3	
5 Autoajuste durante toda la jornada.	8	6					9	9			3		3	9	3		
6 Sensado óptimo y rápido.	8	6			3		1	1	9		3	9			1	9	
7 Tiempos de ajuste rápidos.	8	6							9	9		3	3			3	
8 Sujeción poco estorbosa.	7	5	3	3	1				3			1				3	
9 No debe limitar los movimientos.	7	6	9	9	3				3	1		3	3			9	
10 Sistema de control eficiente.	8	6			1				9	9		9					
11 Sujeción cómoda, firme y segura.	9	7	9						9			3	3			3	
12 Fácil manipulación, rápida y eficiente.	5	4			1	3			3								
13 Manipulación continua.	6	5							3	3		1	1				
14 Manejo seguro (Evitar presiones elevadas)	7	5				3	1		9	1		9	3			9	
15 Elementos de calibración de fácil manejo.	6	5			3				3	1		3	3			1	
16 Fácil ensamble y desensamble del sistema	5	4	3	3	1	9											
17 Mantenimiento sencillo.	5	4		1	9												
18 Elementos dañados podrán ser sustituidos.	4	3	1	1	3	9											
19 Evitar el remplazo continuo del socket.	4	3			3										9		
	127	100															
			226.4	174.02	184.6	102	79.13	84.25	532.7	244.49	36.61	425.6	255.1	70.866	130.31	376.77	2415.7
			9	7	8	4	3	3	22	10	2	18	11	3	5	16	100

Figura 2.3. Matriz QFD del sistema de autoajuste del socket.

Como se puede observar en la matriz QFD (Figura 2.3) los “requerimientos técnicos” más importantes son los que presentan la mayor calificación, lo cual indica que son los que necesitan de mayor cuidado en las diferentes etapas del diseño debido a que son indispensables para satisfacer la mayoría de los “requerimientos prioritarios” a cubrir.

Dichos “requerimientos técnicos” en orden de importancia son:

- Eficiencia del controlador
- Precisión del sensor
- Control de presiones en el sistema
- Eficiencia del actuador
- Tiempo de ajuste
- Masa del sistema

2.4. PROPUESTAS CONCEPTUALES PARA EL SISTEMA DE AUTOAJUSTE DEL SOCKET AUTOAJUSTABLE

El sistema de autoajuste para el socket funciona empleando la neumática como medio de operación, los elementos de ajuste son bolsas contenedoras de aire, las cuales se inflarán o desinflarán, hasta donde el usuario considere necesario, gracias a la acción de llaves reguladoras de caudal que permitirán el ingreso o salida del aire a los elementos de ajuste, según las instrucciones proporcionadas por el sistema de control.

El suministro de aire es proporcionado por medio de una bomba de baumanómetro cuando se opera en el modo manual, o bien por la función de suministro de aire (la cual se encuentra integrada al socket) cuando se opera en el modo automático. Existen también elementos de manipulación que permiten asignar y calibrar el grado de ajuste del socket, así como un rango de tolerancias en el que puede oscilar el ajuste. Los elementos de manipulación se encuentran en comunicación directa y constante con el sistema de control. Se puede cambiar el modo de operación (manual o automático) mediante la activación o desactivación del sistema de autoajuste. Es importante no restringir el flujo de sangre, por ello, la presión ejercida sobre el muñón no debe exceder la presión arterial diastólica.

2.4.1. Presión arterial

La circulación se da gracias a la diferencia de presiones entre las principales arterias y venas, siendo las primeras las encargadas de transportar la sangre expulsada del corazón, y las segundas las que llevan de regreso este fluido al corazón [12]. La presión está determinada por la fuerza (gasto cardíaco) y el volumen de sangre bombeada, así como por el tamaño y la flexibilidad de las arterias (resistencia periférica). La "presión sanguínea sistólica" representa la presión máxima ejercida cuando el corazón se contrae. La "presión sanguínea diastólica" representa la presión en las arterias cuando el corazón se encuentra en reposo. En una persona joven, sana y en reposo, la presión arterial oscila entre 120 mm Hg (presión sistólica) y 80 mm Hg (presión diastólica) [11].

El punto de referencia para considerar un nivel cero en la medición de la presión arterial será el nivel del corazón. La presión hidrostática a partir del punto de referencia se calcula con la siguiente ecuación:

$$PH = (d * 760 \text{ [mm Hg]}) / 10 \text{ [m]}$$

Dónde: d = distancia en metros del corazón al lugar en que se quiere saber la presión [11].

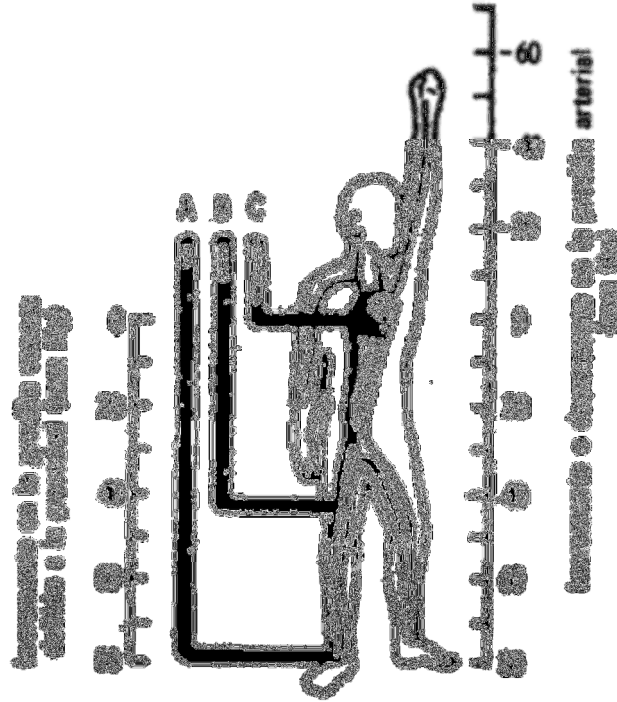


Figura 2.4. Incremento o decremento de la presión arterial [12].

La presión arterial que se mide en los pies de una persona que se encuentra acostada boca arriba es esencialmente igual a que posee el corazón ya que se encuentran a nivel cero. Cuando la persona se pone de pie la presión en el pie aumenta por la columna de sangre de los vasos arteriales que se encuentran por encima del pie. Si la columna tiene una altura de 130cm. se suma la cantidad de 100 mm. de Hg, debido a que la densidad del mercurio es aproximadamente 13 veces mayor que la de la sangre [11].

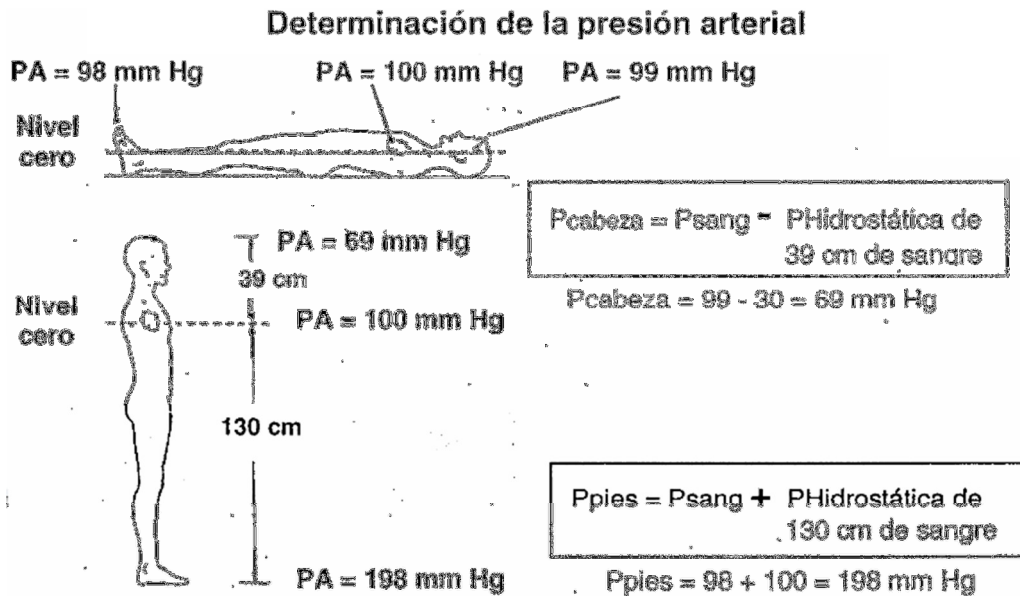


Figura 2.5. Determinación de la presión arterial [11].

2.4.2. Conceptos para el control automático del ajuste

Para controlar de manera automática el ingreso o salida de aire a los elementos de ajuste y así lograr el ajuste adecuado en el socket, es conveniente el empleo de un sistema de control, dicho sistema de control solo presenta una variable de entrada, la cual se plantea como la presión en el elemento ajuste.

El sistema de control debe cubrir con los siguientes objetivos de control:

- Estabilidad
- Regulación
- Desempeño

El sistema de control de lazo cerrado se representa en el diagrama de bloques:

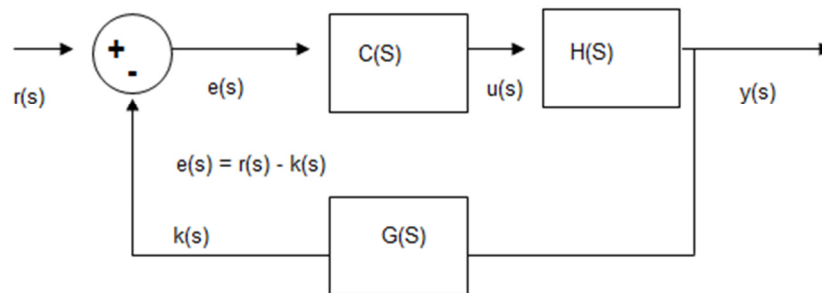


Figura 2.6. Diagrama del sistema de control de lazo cerrado.

dónde:

- $r(s)$ Es la señal de referencia (presión a la que se desea regular).
- $e(s)$ Es el error, muestra la diferencia entre la señal deseada y la medida.
- $u(s)$ La ley de control (regulación del caudal de aire que entra a los elementos de ajuste para alcanzar la presión deseada).
- $y(s)$ La salida (presión en el elemento de ajuste).
- $k(s)$ La señal del sensor.
- $C(S)$ Función transferencia del controlador.
- $H(S)$ Función de transferencia de la planta (elemento de ajuste).
- $G(S)$ Función de transferencia del sensor.

El sistema de control debe ser discretizado y programado en un microcontrolador.

2.4.2.1. Tipos de controladores

Gracias a que el sistema de control solo cuenta con una entrada y genera una salida, los tipos de controladores que se pueden emplear para el sistema son los siguientes:

Control ON-OFF: Es un tipo de control de lazo cerrado que, como su nombre lo dice, se limita a permitir o negar una determinada acción según la señal de error, de esta manera puede controlar un sistema. Si bien este tipo de control permite efectuar la función primordial del autoajuste para el socket, ajustar y desajustar, no permite llevar a cabo de manera óptima los objetivos de control planteados anteriormente.

Control proporcional: Este tipo de control genera una ley de control a partir del producto de la señal del error y una constante de proporcionalidad pretendiendo que el error en estado permanente sea casi nulo, en la mayoría de los casos estos valores solo serán óptimos en una determinada porción del rango total de control. El empleo de este tipo de control permite la corrección de errores grandes, sin embargo no logra eliminar el error en estado permanente imposibilitando llevar a cabo de manera óptima los objetivos de control planteados.

Control integral: El principal propósito de este tipo de control es eliminar el error en estado permanente, su ley de control se compone de una constante por la integral del error (lo cual permite sumarlo durante un periodo determinado). La respuesta proporcional es adicionada al control integral generando el control PI con el propósito de obtener una respuesta estable del sistema sin error en estado permanente. Este tipo de control permite llevar a cabo los objetivos de control planteados anteriormente sin embargo se afecta el desempeño del controlador.

Control derivativo: La función del control de acción derivativa es mantener el error al mínimo corrigiéndolo proporcionalmente con la misma velocidad que se produce. Se deriva el error con respecto al tiempo y se multiplica por una constante. El control derivativo y proporcional derivativo (PD) proporcionan un comportamiento predictivo y son muy sensibles al ruido. De cualquier manera este tipo de control no logra llevar a cabo de manera óptima los objetivos de control planteados ya que no asegura la eliminación del error en estado permanente el cual es un importante objetivo de control.

Control PID: Este tipo de control reúne las características de los controles proporcional, integral y derivativo. Mientras que los controladores PID son aplicables a la mayoría de los problemas de control, pueden ser pobres en otras aplicaciones. Los controladores PID, cuando se usan solos, pueden dar un desempeño pobre cuando la ganancia del PID debe ser reducida para que no se dispare u oscile sobre el valor de referencia. Este tipo de control permite llevar a cabo los objetivos de control planteados anteriormente sin embargo la eficiencia de este controlador varía demasiado con los parámetros de diseño.

El controlador que parece más indicado es el PID, sin embargo su eficiencia hace que no se pierda de vista el uso de un control PI, e inclusive un ON-OFF, ya que podrían cubrir los requerimientos, todo esto se verá durante su implementación.

2.4.3. Conceptos para el sensado

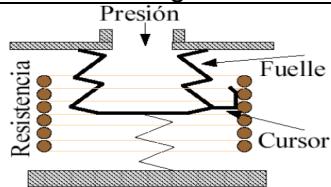
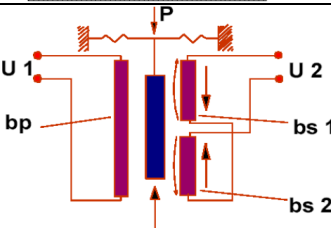
Para saber las condiciones de ajuste en las que se encuentra el muñón del usuario al momento de usar la prótesis, se presenta como elemento de sensado el sensor de presión, el cual permite saber la presión en los elementos ajuste y de esta manera determinar las acciones a efectuar en la labor de autoajustar.

Se tomó a consideración el uso de galgas para saber las condiciones de ajuste mediante las fuerzas ejercidas por el muñón dentro del socket, sin embargo, el uso del galgas implica dificultad en la obtención de datos, desde la instrumentación de la misma hasta su colocación en el socket, sin contar con que las galgas tienen un comportamiento variable con el incremento de la temperatura de operación. También se consideró el uso de sensores de fuerza por tener un comportamiento lineal y no presentar variaciones con el incremento de la temperatura, sin embargo esto solo permite conocer las condiciones de ajuste en determinadas zonas de los elementos de ajuste y no en todo como lo haría un sensor de presión.

2.4.3.1. Sensor de presión

Los sensores de presión son pequeños, confiables y de bajo costo. Son lineales y ofrecen una excelente repetitividad y una alta precisión y fiabilidad bajo condiciones ambientales variables. Además, presentan unas características operativas constantes en todas las unidades y una intercambiabilidad sin recalibración. Existen cuatro tipos de sensores de medición de presión: absoluta, diferencial, relativa y de vacío.

En la siguiente tabla se presentan diferentes tipos de sensores de presión [13]:

Nombre	Descripción	Imagen
Resistivos	La variación de movimiento del elemento mecánico (normalmente un tubo Bourdon) se combina con un sistema de variación de resistencia por potenciómetro.	 <p>The diagram shows a cross-section of a Bourdon tube (labeled 'Fuelle') that is curved by pressure ('Presión'). The tube is connected to a wiper (labeled 'Cursor') that moves along a resistive track (labeled 'Resistencia').</p>
Inductivos	El núcleo está vinculado a un diafragma. Cuando este se deforma por efecto de la presión, mueve el núcleo y varía el nivel de acoplamiento entre el primario y los secundarios. Son pequeños, robustos y buena resolución	 <p>The diagram shows a vertical core (labeled 'P') that moves up and down in response to pressure. The core is positioned between two sets of coils: a primary coil (labeled 'bp') and two secondary coils (labeled 'bs 1' and 'bs 2'). Electrical terminals 'U 1' and 'U 2' are shown connected to the coils.</p>

Nombre	Descripción	Imagen
Reluctancia	Se componen de un imán y un núcleo ferromagnético móvil. Este núcleo puede ser desplazado por medio del tubo Bordoun o un diafragma, variando la reluctancia del circuito magnético y por ende la inductancia de una bobina presente en el circuito.	<p>Bourdon helicoidal</p> <p>ΔL</p> <p>Núcleo móvil</p>
Capacitancia	Se basan en la variación de capacidad que se produce en un condensador al desplazarse una de sus placas por la aplicación de presión. La placa móvil tiene forma de diafragma y está entre dos placas fijas.	<p>ACERO</p> <p>DIAFRAGMA AISLANTE</p> <p>VIDRIO</p> <p>CERÁMICA POROSA</p> <p>DIAFRAGMA SENSOR</p> <p>PLACAS DEL CAPACITOR</p>
Piezorresistivo	El sensor de presión piezorresistivo tiene un elemento de medición en forma de placa con resistencias obtenidas por difusión o implantación de iones. Si estas placas se someten a una carga, cambia su resistencia eléctrica.	<p>P</p> <p>DIAFRAGMA</p> <p>SALIDA</p> <p>CRISTAL</p>

Tabla 2.2. Tipos de sensores de presión [43].

Para lograr el desarrollo del sistema de autoajuste se decidió emplear el sensor de la familia MPX de la marca Motorola [10]. Los sensores de presión MPX están disponibles en varios rangos de presión para adaptarse a una variedad amplia de sectores tales como automoción, biomedicina y aplicaciones industriales. A diferencia de los sensores de presión más convencionales que utilizan las cuatro resistencias exactamente apareadas en una configuración de puente de Wheaststone, la serie MPX utiliza solamente un único elemento piezorresistivo implantado en un diafragma de silicio que sensa la tensión mecánica inducida en el diafragma por una presión externa. La salida es un voltaje analógico proporcional a la presión de entrada y al voltaje de alimentación radiométrico. La alta sensibilidad y una excelente repetitividad a largo plazo hacen que sean las unidades más apropiadas para la mayoría de aplicaciones. La precisión es muy buena debido al ajuste de las resistencias de calibración y compensación con láser controlado por ordenador, dando la medición de presión muy exacta sobre un rango amplio de temperatura, además de que cuentan con un acondicionamiento de la señal, según hojas de especificaciones del sensor, ubicadas en el apéndice A4.



Figura 2.7. Sensor de presión MPX de Motorola, izquierda absoluto y derecha diferencial.

Las posibilidades para colocar los sensores son las siguientes:

- Un sensor en cada uno de los 4 elementos de ajuste (anterior, posterior, lateral y medial).
- Uno por cada dos elementos de ajuste (anterior - posterior y lateral-medial).
- Un sensor para todos los elementos de ajuste (lo que implica una conexión entre ellos).

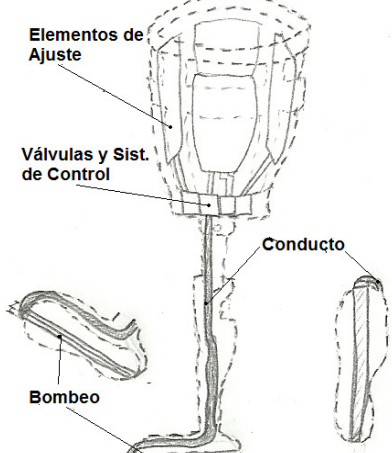
Un sensor por cada elemento de ajuste permite tener información sobre cada zona del muñón y asegurar un ajuste óptimo en la zona, sin embargo genera un incremento en el costo económico y energético del sistema. Por otro lado usar un sensor por cada dos elementos de ajuste también podría ser una buena opción ya que permite lograr el ajuste, quizá perdiendo un poco de información sobre el estado muñón en el sistema, sin embargo esto no se sabrá hasta su implementación. Más adelante se concluirá la configuración a emplear.

2.4.4. Conceptos para el suministro de aire

Para el suministro de aire se tiene pensadas dos modalidades, una manual y una automática.

La forma manual implica que los elementos de ajuste sean llenados de aire por una bomba de baumanómetro, la cual puede conectarse al socket para poder llevar a cabo el ajuste deseado y desconectarse una vez que se alcanzó dicho objetivo.

En el suministro automático se generaron cinco propuestas, tres en las que se pretende usar el mismo principio de bombeo que en la modalidad manual, una en la que se pretende almacenar aire en un pequeño tanque y una donde se bombea con una pequeña bomba, en la tabla 2.3 se muestran dichas propuestas.

No.	Descripción	Imagen
1	Este sistema de suministro de aire tiene el mismo principio de funcionamiento que el suministro manual, ya que en la planta del pie protésico se encuentra una bomba tipo baumanómetro de forma alargada la cual, al momento de apoyar el pie protésico empuja el aire a los elementos de ajuste (al ser comprimida) siempre y cuando la válvula neumática lo permita por la instrucción del control. Cuando la válvula no permita el paso de aire la bomba no disminuirá su volumen (no será comprimida) y conservara su volumen original. Esto no provocara problemas en la marcha del usuario debido a la forma y colocación uniforme de la bomba en el pie protésico.	

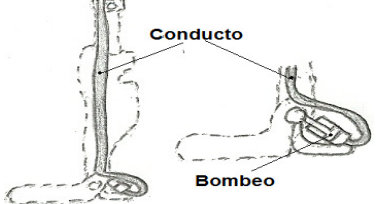
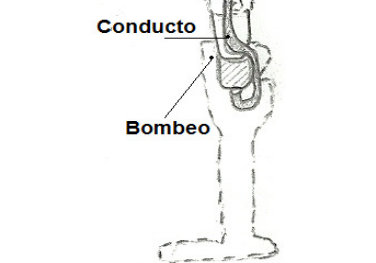
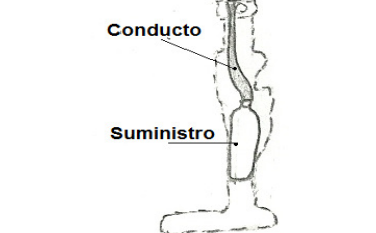
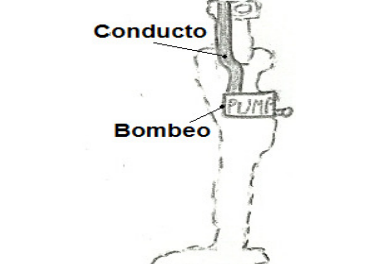
No.	Descripción	Imagen
2	Este tipo de suministro tiene el mismo principio de funcionamiento que el No.1, la única diferencia radica en la forma de bombeo ya que esta se lleva a cabo gracias a un muelle ubicado en el talón. Este sistema requiere de un proceso de diseño más detallado para no generar problemas en la marcha.	
3	Este tipo es prácticamente idéntico al No. 2 lo que los hace diferentes es que el bombeo se encuentra en la rodilla. El bombeo se lleva a cabo de la misma forma que en el sistema No. 2 (mediante muelle) sin embargo es más sencillo que esta forma pueda generar problemas en la marcha del usuario. Por ello es indispensable un diseño muy detallado que integre las tecnologías en rodillas protésicas.	
4	Este sistema de suministro cuenta con un tanque de almacenamiento de aire comprimido el cual inyecta aire a los elementos de ajuste cuando la válvula lo permite. Si bien esta forma implica un incremento considerable en el peso de la prótesis, no presenta gran eficiencia debido a que el tanque debe ser recargado.	
5	En esta propuesta se emplea una bomba eléctrica neumática para inyectar el aire a los elementos de ajuste. Esto implica un incremento en el peso de la prótesis además de un incremento en el consumo energético por lo cual se propone el uso de una bomba ligera, de escasas dimensiones y consumo de corriente no muy elevado como las que emplean en equipos médicos.	

Tabla 2.3. Propuestas para el suministro de aire en el socket autoajutable.

Las opción 4 fue descartada por el peso que se le incrementa a la prótesis, además de que su complejidad es mayor que las de las demás propuestas cumpliendo los mismos objetivos. La opciones 2 y 3 no representan gran incremento de peso en la prótesis además de no requerir energía eléctrica, sin embargo, su diseño requiere de un estudio detallado para permitir la correcta marcha y no provocar lesiones en el usuario de la prótesis. La propuesta 1 es práctica, no requiere de energía eléctrica, ligera y sobre todo funcional. Por otro lado la opción 5 representa una manera sencilla y funcional de suministrar el aire, sin embargo su efectividad depende de las características con que la bomba neumática cuente como lo son: su capacidad de bombeo, peso, consumo energético, entre otras cosas.

2.4.5. Conceptos para la distribución de aire (actuadores)

La distribución de aire en el sistema está compuesta de elementos que deben conectar el suministro de aire con los elementos de ajuste y a éstos con los elementos de sensado para que, con la emisión de señales sobre el estado de la presión en el elemento de ajuste, puedan permitirse las funciones del control, que delimita el flujo neumático de entrada o salida a los elementos de ajuste. Para la distribución de aire, iniciada desde el suministro de aire, se requiere de mangueras y llaves de flujo de aire (según sea el caso) que direccionen el aire del suministro directamente al actuador (el cual permite integrar la acción de control al sistema con la regulación del caudal de aire que entra o sale en los elementos de ajuste) y de éste a los elementos de ajuste, dicho actuador es una implementación de una válvula neumática servopilotada a base de un servomotor y una llave de tres vías (o de tres conductos) empleada en los equipos médicos para la administración de suero. Esta implementación surgió como solución al problema que se presentó en este trabajo por no encontrar una servoválvula que no tuviera rangos de presión de operación tan elevados como los industriales, además de que las válvulas encontradas con rangos de operación bajos, solo eran de paso y no tenían la opción de regular el caudal de aire que entra a los elementos de ajuste.



Figura 2.8. Llave de tres vías o llave de tres conductos.

La función de la llave de tres vías, es regular el caudal de acuerdo al área de abertura que genera determinada posición angular, la cual se controla con el servomotor acoplado a ella, que está controlado por una señal de PWM proveniente del microcontrolador.



Figura 2.9. Servomotor operado por la señal de PWM.

La válvula implementada, además de permitir el control del caudal de aire (con la relación de posición angular – área de paso del caudal) gracias a la manipulación de la llave de tres vías mediante el servomotor, no requiere de un rango mínimo de presión para su operación y permite direccionamiento del flujo.

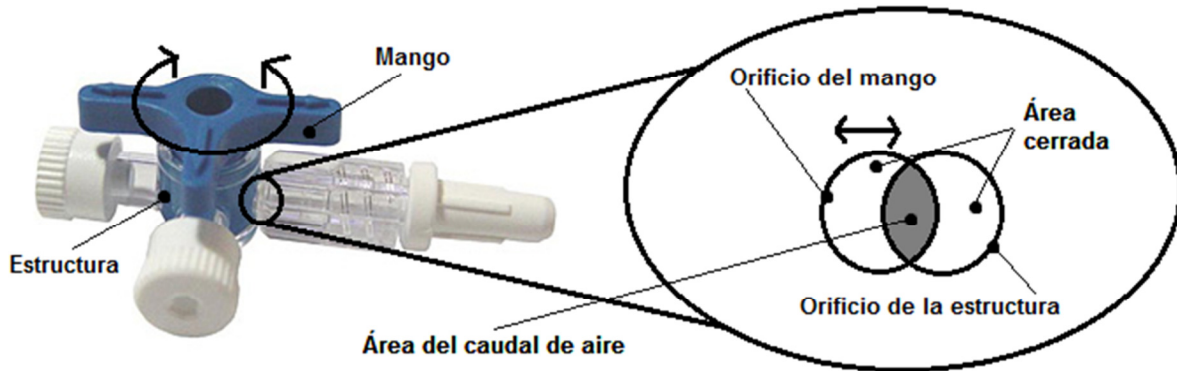


Figura 2.10. Función de la llave de tres vías dentro de la servoválvula.

Así también dicha válvula permitirá la entrada o salida del aire a los elementos de ajuste con la comunicación entre conductos (es decir la forma en que se encuentre el mango de la llave). Cabe mencionar que la configuración empleada en el sensado y los elementos de ajuste determina el número de válvulas a emplear en el sistema, por ejemplo: en la sección 2.4.3.1., se definió la posibilidad de emplear un sensor por cada elemento de ajuste, esto implica el manejo de 4 válvulas en el sistema, una para cada elemento de ajuste y controlar la cantidad de aire en él. También se mencionó la posibilidad de emplear un sensor por cada dos elementos de ajuste, lo cual implicaría el manejo de dos válvulas. Se puede concluir que el número de sensores en el sistema determina el número de válvulas a emplear.

2.4.6. Conceptos para la sujeción

Como se pudo observar en la sección 2.4.3.1., la sujeción y la colocación de los elementos de sensado tiene una relación muy estrecha, sin embargo no hay que perder de vista que el sensado a su vez presenta una relación con el número de actuadores y por ende con el suministro de energía.

Es por ello que la función de sujeción representa una función importante en todo el sistema, además, impacta directamente en las necesidades primarias (secciones 2.2.2. y 2.2.3.).

En la tesis “Diseño de socket autoajustable para prótesis de miembro inferior” [10] se planteó la forma de los elementos de ajuste así como su colocación, los cuales son cuatro (lateral, medial, anterior y posterior), sin embargo se tiene que determinar la manera más eficiente para manejarlos en el sistema (individuales,

por pares, etc.), valorando la forma de sensado (sección 2.4.3.1.), sujeción del muñón, gasto de energía, peso, entre otras características. Esta valoración se realizará más adelante cuando se determine el diseño final.



Figura 2.11. Sujeción del socket autoajustable [10].

2.4.7. Conceptos el suministro de energía

La capacidad de suministro energético dependerá de la demanda energética del sistema, la cual como ya se mencionó, varía según el tipo de configuración a emplear en el diseño final. Los criterios a considerar en la función de suministro de energía son los siguientes:

- Elemento de suministro portátil (batería)
- Peso moderado
- Dimensiones cortas
- Amplia duración (preferentemente todo el día, A/h)
- Buena capacidad se suministró (potencia)
- Prolongada vida útil
- Recargable
- Robusta
- Poco nociva al ambiente

Como se puede observar la función de suministro de energía es uno de los criterios importantes a valorar para la determinación del diseño conceptual final.

2.4.8. Conceptos para la manipulación del sistema

Los elementos de manipulación del sistema de autoajuste se encuentran integrados en la estructura del socket, en su parte baja o donde se detecte que no estorban, ya que integrar un panel de control o cualquier otro dispositivo, implica incremento en el peso y puede ser estorboso para el usuario.

La manipulación del sistema de autoajuste se divide en dos secciones:

- **Manipulación del sistema en manual y automático:** Consiste en que los elementos de ajuste sean manipulados manual o automáticamente. En modo manual el suministro de aire es mediante una bomba de baumanómetro, y en el automático mediante uno de los sistemas de bombeo propuestos en la sección 2.4.4. Esta sección tiene dos vertientes:
 1. En la que los elementos de ajuste son inflados directamente con la bomba del baumanómetro mientras el sistema de autoajuste (sistema de control) se encuentra inactivo, por lo cual el ajuste que se haya dejado antes no cambiará. Para ello se debe colocar una llave de tres vías (como la de la válvula implementada en la sección 2.4.5) en la manguera de paso de cada elemento o elementos de ajuste para poder cambiar de qué lado entra el flujo de aire, si del lado del bombeo manual o del automático.
 2. En ésta se emplea el sistema de bombeo automático (propuesto en 2.4.4) en vez del baumanómetro. Para ello en la llave de tres vías mencionada anteriormente se tiene que impedir el paso de aire de la modalidad manual y permitir el del modo automático. El grado de ajuste queda delimitado por el sistema de control y puede ser manipulado desde ahí con el empleo de una perilla.
- **Manipulación del sistema de control:** Ésta debe estar integrada en la programación del sistema de control (microcontrolador) para que éste pueda actuar en base a los cambios realizados por el usuario. Para que el sistema pueda adquirir esos cambios se requiere de perillas y botones, cuya función se describe a continuación:
 1. Perilla del grado de ajuste: Su función es delimitar el grado de ajuste del socket mediante el envío de una señal de referencia al microcontrolador, este elemento es un potenciómetro lineal calibrado.
 2. Perilla del rango de ajuste: Su función radica en definir en qué rangos a partir de la señal de referencia se llevara a cabo la acción de control, esto a manera de tolerancias para el nivel de ajuste.
 3. Botón de activación/desactivación del sistema: Es el que permite el inicio o desactivación del funcionamiento del sistema de autoajuste y de esta forma alternar entre el modo manual y el automático del socket.

2.5. CARTA MORFOLÓGICA

Definidas las funciones para el sistema de autoajuste (sección 2.2.1.), las posibles opciones de solución se muestran en la siguiente carta morfológica:

Control automático de ajuste	Implementación de un controlador PID	Implementación de un controlador PI	Implementación de un controlador ON-OFF
Sensado	Un sensor en cada uno de los elementos de ajuste	Sensor en los elementos de ajuste anterior-posterior y lateral-medial	Un sensor para todos los elementos de ajuste
Suministro de aire	Usar la propuesta No. 1 para el suministro de aire (Sección 2.4.4.)	Usar la propuesta No. 5 para el suministro de aire (Sección 2.4.4.)	
Actuadores y distribución de aire	Número de número de actuadores es igual al número de sensores, distribución neumáticas con mangueras		
Sujeción	Que los 4 elementos de ajuste cumplan su función Individualmente	Que los 4 elementos de ajuste cumplan su función en pares anterior-posterior y lateral-medial	Que los 4 elementos de ajuste cumplan su función como un solo elemento (interconexión)
Suministro de energía	Pila de larga duración		
Manipulación del sistema	Cuatro elementos de manipulación del sistema integrados en la estructura del socket		

Tabla 2.4. Carta morfológica para el socket autoajutable.

Nota: Las opciones que no fueron mostradas en la carta morfológica, a pesar de ser presentadas en las secciones anteriores, fueron descartadas por su poca viabilidad, sin embargo, quedan abiertas a su posible uso.

Por medio de la carta morfológica se obtuvo un cuadro de alternativas de solución originado de la combinación de las diferentes opciones para cada función, cada alternativa es presentada con sus ventajas y desventajas. En la tabla 2.5 se muestran las nueve alternativas más convincentes, el resto de las opciones fueron descartadas por considerar que presentan un escasa conveniencia. Todos los resultados obtenidos se encuentran en el apéndice A1.

ALTERNATIVA	VENTAJAS	DESVENTAJAS
<p><u>Opción 1</u> -Control PID -Sensor en cada elemento ajuste -Suministro de aire No.1 -Elementos de sujeción con función individual</p>	<ul style="list-style-type: none"> - El controlador permite un comportamiento predictivo en cada uno de los elementos de sujeción - Permite ajuste y la marcha cómoda y sin defectos - Sum. de aire de poco peso 	<ul style="list-style-type: none"> - El sistema depende de la eficiencia del controlador, varía según el diseño y las condiciones de operación -Mayor consumo de energía eléctrica
<p><u>Opción 2</u> -Control PID -Sensor en cada elemento ajuste -Suministro de aire No.5 -Elementos de sujeción con función en pares</p>	<ul style="list-style-type: none"> - El controlador permite un comportamiento predictivo en los elementos de sujeción. - Permite ajuste y la marcha cómoda. 	<ul style="list-style-type: none"> - El sistema depende de la eficiencia del controlador - Mayor consumo de energía eléctrica - Quizá dificultad en marcha
<p><u>Opción 4</u> -Control PID -Sensor en cada par de elementos ajuste -Suministro de aire No.5 -Elementos de sujeción con función en pares</p>	<ul style="list-style-type: none"> - El controlador permite un comportamiento predictivo - Menor número de sensores - Permite el ajuste 	<ul style="list-style-type: none"> - El sistema depende de la eficiencia del controlador - Se podrían generar posiciones incómodas (muñón)
<p><u>Opción 7</u> -Control PI -Sensor en cada elemento ajuste -Suministro de aire No.1 -Elementos de sujeción con función individual</p>	<ul style="list-style-type: none"> - El control permite eliminar el error en edo. permanente - Permite ajuste y la marcha cómoda y sin defectos - Sum. de aire de poco peso - Cada elemento de sujeción cuida el muñón 	<ul style="list-style-type: none"> - El controlador presenta menor desempeño -Mayor consumo de energía eléctrica
<p><u>Opción 8</u> -Control PI -Sensor en cada elemento ajuste -Suministro de aire No.5 -Elementos de sujeción con función en pares</p>	<ul style="list-style-type: none"> - El control permite eliminar el error en edo. permanente - Permite ajuste y la marcha cómoda - Cada elemento de sujeción cuida el muñón 	<ul style="list-style-type: none"> - El controlador presenta menor desempeño -Mayor consumo de energía eléctrica - Quizá dificultad en marcha
<p><u>Opción 10</u> -Control PI -Sensor en cada par de elementos ajuste -Suministro de aire No.5 -Elementos de sujeción con función en pares</p>	<ul style="list-style-type: none"> - El control permite eliminar el error en edo. permanente - Menor número de sensores - Permite el ajuste -Suministro de aire sencillo 	<ul style="list-style-type: none"> - El controlador presenta menor desempeño - Se podrían generar posiciones incómodas (muñón)
<p><u>Opción 13</u> -Control ON-OFF -Sensor en cada elemento ajuste -Suministro de aire No.1 -Elementos de sujeción con función individual</p>	<ul style="list-style-type: none"> - Control simple de fácil implementación - Permite ajuste y marcha cómoda y sin defectos - Sum. de aire de poco peso - Rápida respuesta 	<ul style="list-style-type: none"> - Control sin manejo del desempeño -Mayor consumo de energía eléctrica

ALTERNATIVA	VENTAJAS	DESVENTAJAS
<u>Opción 14</u> -Control ON-OFF -Sensor en cada elemento ajuste -Suministro de aire No.5 -Elementos de sujeción con función en pares	- Control simple de fácil implementación - Permite ajuste y marcha cómoda y sin defectos - Rápida respuesta	- Control sin manejo del desempeño -Mayor consumo de energía eléctrica - Quizá dificultad en marcha
<u>Opción 16</u> -Control ON-OFF -Sensor en cada par de elementos ajuste -Suministro de aire No.5 -Elementos de sujeción con función en pares	- Control simple de fácil implementación - Permite ajuste - Rápida respuesta	- Control sin manejo del desempeño - Posiciones incómodas del muñón dentro del socket - Dificultades durante la marcha

Tabla 2.5. Carta morfológica para el socket autoajustable.

2.6. MATRIZ DE DECISIÓN

Una matriz de decisión permite la creación de un método cuantitativo, se puede utilizar para clasificar los factores y seleccionar la mejor oportunidad de entre varias opciones, para ello se asigna una calificación a cada una de ellas y un porcentaje de importancia a cada uno de los factores a considerar.

Los factores de esta matriz son funciones del sistema sus porcentajes son los siguientes:

- Sujeción..... (35%)
- Control automático de ajuste..... (30%)
- Sensado..... (20%)
- Suministro de aire..... (15%)

Se utilizó una escala de calificación del 0 al 10, donde 0 es la calificación más baja y 10 la más alta. Las funciones de suministro de energía, manipulación del sistema y actuadores y distribución de aire no se consideraron en la matriz por no tener alternativas en la carta morfológica

Se sometieron las opciones más trascendentales a la matriz de decisión obteniendo los siguientes resultados:

Funciones	Control		Sensado		Suministro de Aire		Sujeción		Total
	0.3		0.2		0.15		0.35		
	C	%C	C	%C	C	%C	C	%C	
Alternativa									
Opción 1	7	2.1	8	1.6	7	1.05	9	3.15	7.9
Opción 2	7	2.1	8	1.6	9	1.35	9	3.15	8.2
Opción 4	7	2.1	9	1.8	9	1.35	10	3.5	8.75
Opción 7	9	2.7	8	1.6	7	1.05	9	3.15	8.5
Opción 8	9	2.7	8	1.6	9	1.35	9	3.15	8.8
Opción 10	9	2.7	9	1.8	9	1.35	10	3.5	9.35
Opción 13	6	1.8	8	1.6	7	1.05	9	3.15	7.6
Opción 14	6	1.8	8	1.6	9	1.35	9	3.15	7.9
Opción 16	6	1.8	9	1.8	9	1.35	10	3.5	8.45

Tabla 2.6. Matriz de decisión.

La opción con la calificación más alta fue la **opción 10**, la cual da prioridad a cuidar la integridad del muñón, precisión en el sensado y eficiencia en el controlador, características que se resaltan en la jerarquización de las necesidades y en la elaboración de la matriz QFD.

Capítulo 3. DISEÑO DE CONFIGURACIÓN DEL SISTEMA DE AUTOAJUSTE

En éste capítulo se obtendrá un arreglo preliminar, una vez analizados los mejores arreglos posibles. De esta manera se puede determinar las formas, los materiales y demás características que le atañen a dicho arreglo.

En esta etapa se pretende optimizar y completar el diseño de forma, verificar la presencia de errores en el sistema y preparar las listas de partes y documentos de producción.

A continuación se presenta el diseño de configuración para el “sistema de autoajuste para un socket autoajustable a nivel transfemoral”, en el cual podremos ver la configuración del sistema y la forma en que se logra el cumplimiento de las funciones definidas.

3.1 COMPONENTES DEL SISTEMA DE AUTOAJUSTE

Según las funciones que debe cubrir el sistema de autoajuste, definidas en la sección 2.2.1. de este trabajo, se plantearon los componentes del sistema de autoajuste dentro de los que se agruparán los elementos que los integran.

Como se determinó en la sección 2.6., la opción más conveniente para el desarrollo del sistema fue la número 10, obtenida de la matriz de decisión. Entre las características más importantes de esta configuración tenemos que se manejan los elementos de ajuste por pares y se emplea un sistema de bombeo automático por medio de una electrobomba neumática con un control proporcional integral (PI).

A continuación, en la Figura 3.1 se presentan los componentes del sistema de autoajuste:

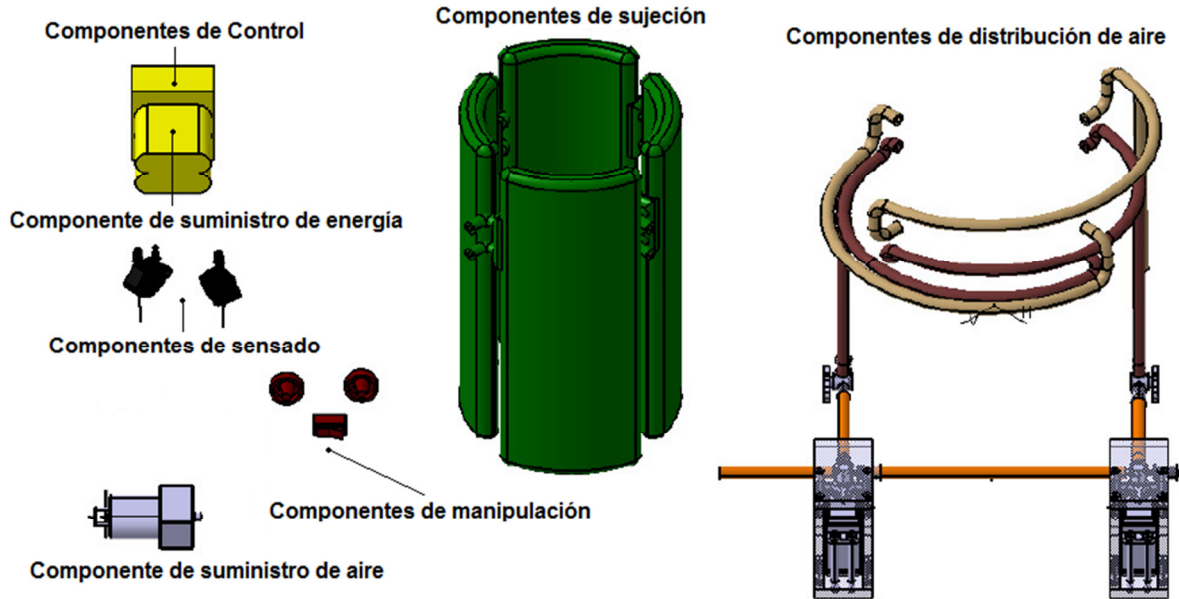


Figura 3.1. Componentes del sistema de autoajuste.

Los elementos del sistema de autoajuste se dividieron en tipos componentes:

Componentes de sensado

- Sensores de presión

Componente de suministro de aire

- Electrobomba neumática

Componentes de distribución de aire

- Servoválvulas (actuadores)
- Mangueras y llaves de conexión neumática

Componentes de sujeción

- Elementos de ajuste (lateral, medial, anterior y posterior)

Componente de suministro de energía

- Batería del sistema

Componentes de manipulación

- Perilla de grado de ajuste
- Perilla de rango de ajuste
- Botón ON-OFF del sistema

Componentes de Control

- Circuito de control
- Controlador

3.1.1. Componentes de sensado

Una vez analizados los tipos de sensores de presión durante el capítulo dos de este trabajo, dedicado al diseño conceptual del sistema de autoajuste, se decidió emplear un sensor piezoresistivo de presión diferencial, elegido así por la conveniencia y versatilidad que le representa al sistema de autoajuste. Un sensor piezoresistivo que mide la diferencia de presiones permite comparar la presión en el elemento de ajuste con la presión atmosférica, en cualquier momento y lugar, simplemente se conecta una manguera del elemento de ajuste a una de las terminales del sensor y la otra terminal queda libre a la atmósfera. De esta manera tenemos una medida precisa y confiable del nivel de presión en el elemento de ajuste.

El sensor elegido, es un sensor de la marca Motorola (MPX5050DP), que tiene la capacidad de medir un rango de presión de 0 [kPa] hasta 50 [kPa], cuenta con una instrumentación interna que le proporciona una ganancia a la señal de salida que va de aproximadamente 0.2 [V] hasta 5 [V], debido a que dicha instrumentación generará un offset en la señal de salida de aproximadamente 0.2 [V] (variante según el voltaje de alimentación, ver función de transferencia).

El uso de este sensor representa una gran ventaja por el hecho de que no es necesario elaborar una instrumentación en la que se tenga que proporcionar una ganancia a la señal de salida (como en caso de otros sensores) para su uso, solamente requiere un acondicionamiento de la señal de salida para que pueda ser leída, sin ruido, por el microcontrolador (Figura 3.2).

Las principales características de este sensor cuya hoja de especificaciones se encuentra en el apéndice A4, son las siguientes:

- Rango de presión de 0 [kPa] a 50 [kPa]
- Voltaje de alimentación 5 [Vdc]
- Corriente de alimentación 7 [mAdc]
- Offset de presión mínima a 5[Vdc] de 0.2 [Vdc]
- Sensibilidad de 90 [mV/kPa]
- Tiempo de respuesta de 1 [ms]
- Temperatura de operación -40 [°C] a 125 [°C]



Figura 3.2. Sensor de presión MPX5050DP.

Este sensor cuenta con 6 pines de conexión de los cuales solamente son necesarios 3, el primero es la señal de salida que indica la presión diferencial entre los dos puertos de medición (uno para medir la presión positiva y el otro para la vacuométrica), el segundo es la conexión a tierra y el tercero la alimentación. Además el fabricante ofrece una función de transferencia del sensor donde la entrada es el valor de presión diferencial y la salida su equivalente en voltaje según el voltaje de alimentación (Figura 3.3) que describe el comportamiento del sensor en cuestión.

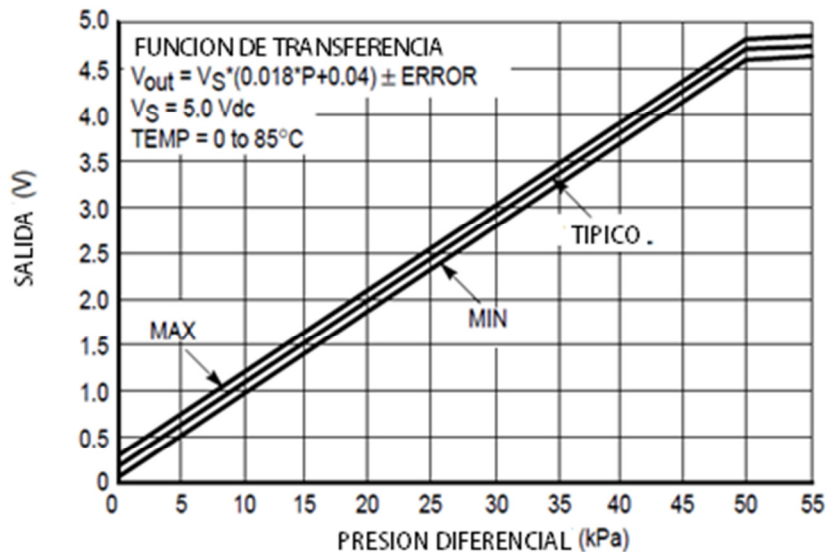


Figura 3.3. Función de transferencia del sensor de presión MPX5050DP (Hoja de especificaciones Apéndice A4).

3.1.2. Componente de suministro de aire

El suministro de aire se logra gracias a la acción de una electrobomba neumática de dimensiones pequeñas (6.5X3.5X2 [cm] aproximadamente) y poco peso (56 [g] aproximadamente). Estas bombas son empleadas en los baumanómetros digitales para lograr el inflado automático del brazalete con que cuentan. La bomba está compuesta por un motor de corriente directa, el cual, tiene un eje descentrado que, con la acción de giro del motor, permite

el movimiento de un fuelle que bombea el aire, dicho fuelle está anclado al motor por una estructura plástica.

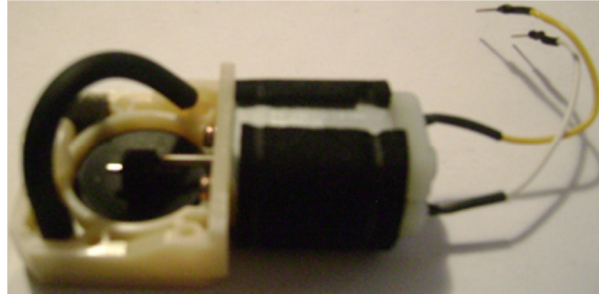


Figura 3.4. Electrobomba neumática.

El motor empleado por dicha bomba es un FK-280SA-18165 de la marca “Mabuchi motors”, cuyas características se encuentran en su hoja de especificaciones ubicada en el apéndice A5 de este trabajo. A continuación se enumeran las características principales de este motor:

- Rango de voltaje de operación de 10 [Vdc] a 15 [Vdc].
- Consumo de corriente sin carga de 0.075 [A].
- Velocidad sin carga 12300 [RPM].
- Velocidad nominal a máxima eficiencia 10710 [RPM].
- Par a 0.5 [A] y 3.81 [W] 34.7 [g-c.m.] (3.4 [mN-m]).
- Diámetro del eje 0.079 pulgadas.



Figura 3.5. Motor de electrobomba (FK-280SA-18165).

La presión de bombeo alcanzada por la electrobomba neumática, con un voltaje de operación de 6 [V] (que es el voltaje con el que se opera dicho componente en el sistema), es de 300 [mmHg] según datos del fabricante.

3.1.3. Componentes de distribución de aire

Los componentes de distribución de aire, permiten al sistema administrar el aire que entra y sale de los elementos de ajuste, así como alternar entre el modo de funcionamiento manual (donde el aire se proporciona a través de una bomba de baumanómetro) y el funcionamiento automático (donde el aire es proporcionado por la electrobomba neumática). Estos componentes de distribución de aire

constan de mangueras de conexión, llaves de tres vías (también llamadas llaves de tres conductos, Figura 2.8) y servoválvulas.

Las mangueras de conexión son mangueras de uso médico hechas de látex de diámetro interior aproximado de 3 [mm] (podiera variar), este material admite la unión con los elementos del sistema mediante ajuste. Su función es la de interconectar los diferentes componentes de distribución de aire así como conectar dichos componentes con componentes de suministro de aire, de sujeción y sensado. En la Figura 3.1 se muestran cinco tipos de conexiones por mangueras en el sistema:

- Conexión entre pares de elementos de ajuste y el sensor de presión.
- Conexión entre pares de elementos de ajuste y llave de tres vías a la que llamaremos “llave de paso”.
- Conexión entre llave de paso y servoválvulas.
- Conexión entre servoválvulas (la cual puede ser reemplazada por la unión entre servoválvulas como se verá más adelante).
- Conexión entre servoválvulas y electrobomba neumática.

Las llaves de tres vías se emplean como dos tipos de componentes diferentes, uno, como “llave de paso” (mencionada anteriormente), que permite alternar entre el sistema manual de ajuste y el automático (con el movimiento del mango de la llave, logrando la conexión entre sus diferentes conductos), junto con el botón de activación y desactivación del sistema (botón ON-OFF). El otro tipo lo llamaremos “llave de válvula”, que se emplea en la implementación de la servoválvula, y le hace posible a ésta su operación, direccionando el flujo de entrada o salida de aire a los elementos de ajuste según las instrucciones del control. La servoválvula, como ya se mencionó en el sección 2.4.5., es una implementación elaborada para lograr el control del nivel de ajuste en los elementos de ajuste, permite controlar el caudal de entrada o la salida de aire, gracias al cambio en la posición del mango de la “llave de válvula” que se encuentra acoplada a un servomotor, el cual, recibe instrucciones del microcontrolador mediante la emisión de una señal de control obtenida del controlador programado en él.

Las servoválvulas en la configuración del sistema de autoajuste, presentan una unión entre ellas, dicha unión puede estar dada mediante una conexión con manguera o bien mediante una conexión entre llaves de tres vías, éstas, cuentan con una rosca a un extremo y una cuerda al otro, que les da la posibilidad de ser unidas como se observa en la Figura 3.17. Los materiales utilizados para la elaboración de esta servoválvula son rígidos pero fácilmente manejables, como el acrílico el cual fue cortado en placas para la fabricación de la estructura de dicho componente y unido con tronillos de 1/8” por 1/2” y tornillos de 5/32” por 2” para la unión del servomotor.

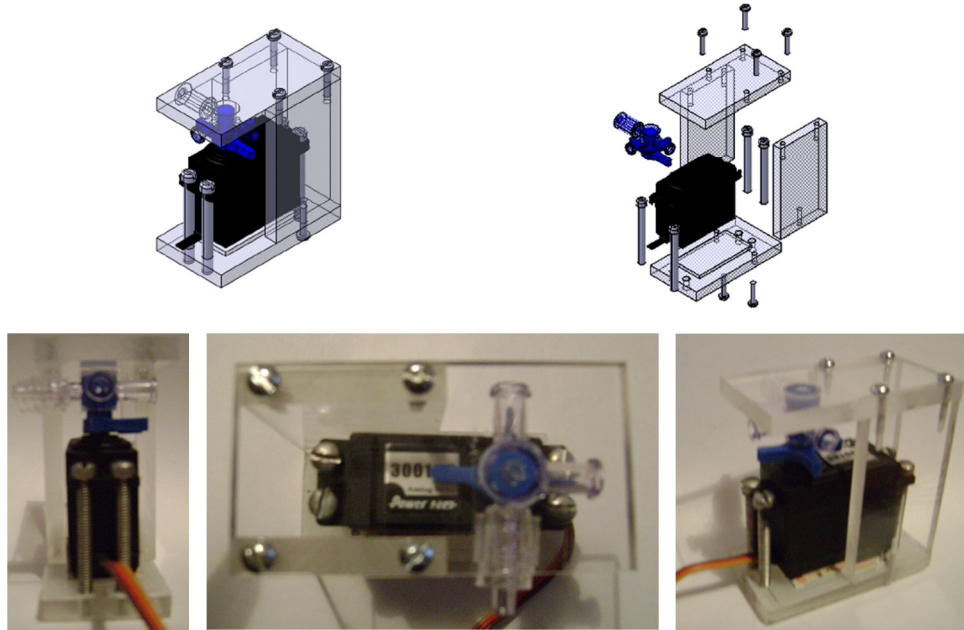


Figura 3.6. Servoválvula implementada.

Las principales características de la servoválvula, se mencionan continuación, la mayoría de ellas son proporcionadas por las especificaciones del servomotor que la integra:

- Dimensiones de 6X3X7 [c.m.].
- Par de 4.4 [Kg.cm] a una alimentación de 6[V].
- Velocidad de 0.12 [sec/60°] a una alimentación de 6[V].
- Temperatura de operación de -20°C a 55°C.



Figura 3.7. Servomotor analógico empleado en servoválvula.

La hoja de especificaciones del servomotor empleado se encuentra en el apéndice A7 de este trabajo.

3.1.4. Componentes de sujeción

Los elementos de ajuste son componentes plásticos de inflado neumático, los cuales logran el ajuste al alcanzar la presión fijada por el usuario, éstos tienen una propuesta de diseño previamente establecida como se mencionó anteriormente en el trabajo “Diseño de socket autoajustable para prótesis de miembro inferior” [10]. En dicho trabajo, se determinó la forma que éstos deben de

tener, así como los materiales con los que se deben elaborar para lograr una correcta y cómoda sujeción del muñón (Figura 2.11 de la sección 2.4.6.).

El objetivo de este trabajo es lograr desarrollar un sistema que permita un ajuste automático en el socket del usuario de prótesis, por ello no se indagará en el diseño de los elementos de ajuste, sino se presentarán algunas especificaciones de los elementos empleados para el diseño del sistema de autoajuste.

La principal especificación que se hace a los elementos de ajuste radica en el hecho de que tienen dos conductos, en lugar de uno como se plantea en el trabajo “Diseño de socket autoajustable para prótesis de miembro inferior” [10]. El poner dos conductos a los sujetadores (elementos de ajuste), facilita que en uno de ellos se realice la conexión para la entrada y salida de aire del elemento de ajuste y en el otro la conexión para la medición de la presión. La conexión separada de estas dos actividades del sistema proporciona, además de una óptima medición de presión y entrada o salida de aire en los elementos de ajuste, un fácil manejo para probar con las diferentes configuraciones de los elementos de ajuste (sujetadores), individual, por pares, y de más configuraciones planteadas. Los elementos de ajuste empleados en el sistema son cámaras de baumanómetro común de dos conductos, las cuales además de proporcionar las características mencionadas, tienen la función de brindar seguridad y comodidad al usuario al abarcar una mayor área de contacto, proteger y ajustar al muñón.



Figura 3.8. Cámara de baumanómetro de dos conductos empleada en el sistema.

3.1.5. Componente de suministro de energía

El suministro de energía requiere de una batería que ocupe un espacio reducido, de poco peso, alta duración y voltaje suficiente para hacer operar el sistema de autoajuste, sin embargo, la presencia de estas características en un solo elemento es difícil de encontrar, más aún si se pretende que sea de un bajo costo. Por esta razón se propone el uso de baterías basadas en la nueva química de los polímeros de iones litio. Esta es la energía de más alta densidad actualmente en producción.

La batería propuesta es de Polímero de Litio (precio alrededor de los \$490 M.N.) con un voltaje de 3.7 [V] y 6 [A/h] está integrada por tres celdas de 3.7 [V] y 2000 [mA/h] cada una y contiene un conector estándar de dos pines. Estas tres celdas han sido diseñadas para la impedancia interna y puede ser cargada y descargada completamente en paralelo.

Las características de esta pila son las siguientes:

- 2C permanente de descarga.
- Tasas de auto-descarga a largo plazo (<8% por mes).
- Fuente de energía robusta en condiciones extremas (-25 a 60 ° C).
- Dimensiones: 0.75x2.1x2.1 "(19x54x54mm).
- Peso: 110 g (3.88 oz).

Si bien esta única batería no es suficiente para satisfacer las necesidades del sistema de autoajuste, que contemplan el uso del mismo durante toda la jornada de actividades del usuario, con varias de ellas se puede lograr una configuración que satisfaga las necesidades mencionadas al inicio. Dicha configuración se verá más adelante en el siguiente capítulo, donde se tratarán los aspectos del diseño de detalle para el sistema.



Figura 3.9. Batería de Polímero de Litio.

3.1.6. Componentes de manipulación

Son los componentes que permiten la interacción del usuario con el sistema y se encuentran ubicados en la estructura del socket protésico, en la parte frontal, para que el usuario pueda tener acceso inmediato y a ellos.

Los componentes de manipulación constan de dos potenciómetros, uno para la designación del grado de ajuste en el sistema y otro para la designación del rango de ajuste (es decir, la tolerancia sobre el grado de ajuste en la que el sistema no ejerce acción de control ante la variación de la presión en los sujetadores, dónde

la variación de presión es cerca del grado de ajuste), también consta de un botón que activa o desactiva el sistema de autoajuste.

Las características de los potenciómetros son:

- 1 vuelta (360°).
- Potenciómetro lineal de 10 [KΩ].
- Eje: metálico (6.35mm, 1/4" de diámetro).
- Vida útil: 50000 giros.
- Elemento resistivo: Alambre.
- Tolerancia: $\pm 10\%$.
- Linealidad: $\pm 0.5\%$.
- Potencia: 2W.
- Temperatura de operación: - 55 a 125° C.



Figura 3.10. Potenciómetro lineal.

Cabe mencionar que dicho potenciómetro requiere de un recubrimiento en el eje que le permita interactuar con el usuario, es decir, que le faculte a éste fijar la escala deseada de ajuste y rango. Por ello, se acopla, en el eje del potenciómetro, una perilla que le conceda al usuario (al momento de girar el eje del potenciómetro) ver qué señal de ajuste está enviando al microcontrolador y así decidir el grado y rango de ajuste en el sistema.



Figura 3.11. Perilla del potenciómetro lineal.

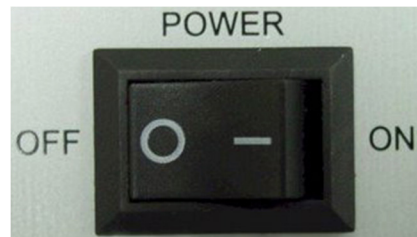


Figura 3.12. Botón ON-OFF del sistema.

El botón ON-OFF del sistema permite la activación y desactivación del sistema cortando o aceptando la alimentación. Si la alimentación es suministrada el sistema operará normalmente en su modo automático; si es cortada, se imposibilita toda acción del sistema, proporcionando la operación del modo manual, o bien, el retiro del socket.

3.1.7. Componentes de control

Los componentes de control son los encargados de administrar el funcionamiento de todo el sistema de autoajuste para el socket, estos están integrados, a grandes rasgos, por el circuito de control y el controlador, sin embargo, estos componentes abarcan desde el manejo de todos los elementos electrónicos hasta el programa de operación que emplea el microcontrolador para llevar a cabo las acciones del control automático y demás mandos del sistema.

El circuito de control es el elemento físico que permite realizar todas las acciones de control sobre los elementos que actúan en el sistema, una vez adquiridas las diferentes instrucciones emitidas por los componentes de manipulación y las señales de los sensores.

Dicho circuito está integrado por:

- **Capacitores:** Conceden la instrumentación de los sensores de presión para posibilitar una buena lectura del convertidor analógico digital del microcontrolador, así como también posibilitan un acondicionamiento de los reguladores de voltaje del sistema y el cristal del microcontrolador.
- **Resistencias:** Hacen posible, junto con los capacitores, el acondicionamiento necesario para la lectura de los sensores de presión.
- **Terminales de conexión y cables:** Proporcionan la conexión y comunicación de todos los componentes de manipulación, sensores, componentes de suministro de energía y servoválvulas con el sistema.
- **Amplificador (LM324):** Es necesario para acondicionar las señales emitidas por las perillas de mando (componentes de manipulación), ya que cada una de estas señales requieren de un seguidor para desacoplar impedancias y de esta forma puedan ser leídas sin problemas por el convertidor analógico digital de microcontrolador. Se usará el integrado LM324, el cual cuenta con 4 amplificadores de uso general dentro de su encapsulado de 14 pines.
- **Reguladores de voltaje:** Delimitan el voltaje para los diversos componentes del circuito así como dividir las etapas lógicas de las de potencia y evitar daños en los componentes.

Dentro del circuito se emplean 4 reguladores de voltaje, uno de 5 [Vdc] (L7805CV) para la alimentación lógica del circuito, dos de 5 [Vdc] (L7805CV) para la alimentación de los dos servomotores que contienen las dos servoválvulas implementadas, y un regulador más de 6 volts (L7806) que funge como alimentación de potencia para la electrobomba neumática.

- **Transistor de potencia (TIP31C):** Proporciona la activación y desactivación de la electrobomba por instrucción del microcontrolador.
- **Cristal (16MHz):** Empleado para el funcionamiento del microcontrolador.

- Microcontrolador (ATMEGA328P): Es el encargado de la lectura de los componentes de manipulación y sensado para poder ejecutar todas las instrucciones de control en el sistema (que logra la manipulación de servoválvulas y electrobomba). Su funcionamiento se basa en el programa que se le fue asignado, dicho programa fue creado sobre la plataforma de Arduino y en él se encuentra el controlador discretizado y las instrucciones necesarias para lograr el ajuste automático en el socket.

Las características generales del microcontrolador ATMEGA328P, cuya hoja de especificaciones se encuentra en el apéndice A6, son las siguientes:

- 28 Pines (14 de salida o entrada digital, de los cuales 6 son también de salida PWM de 8 [bits], 6 de entrada analógica de 10 [bits]).
- Velocidad de reloj de 16 [MHz].
- Voltaje de operación de 5 [Vdc].
- EEPROM de 1 [KB].
- Memoria Flash de 32 [KB].
- SRAM de 2 [KB].



Figura 3.13. Microcontrolador ATMEGA328P.

Los elementos descritos anteriormente obedecen a la configuración determinada en la sección 2.6, donde se manejan los elementos de ajuste por pares. Si se deseara una configuración en la que los elementos de ajuste se manejaran individualmente, los componentes del circuito incrementarían en cantidad, tal es el caso de capacitores y resistencias, para el acondicionamiento de mayor número de sensores, así como de mayor número de reguladores, para el manejo de las más servoválvulas.

En lo que se refiere al controlador, su función es determinar el error entre la presión que hay en el elemento de ajuste y la deseada para lograr el ajuste (fijada por el usuario con los componentes de manipulación). Una vez determinado el controlador (calculado según la dinámica del sistema) llevará a cabo una acción de control la cual corregirá dicho error.

El controlador, ya calculado en tiempo continuo, se discretiza para poder ser empleado en tiempo discreto e introducido en el programa del microcontrolador, la acción de control se ve reflejada en un señal de PWM emitida por el

microcontrolador, que permite lograr la regulación del caudal de aire que entra o sale de los elementos de ajuste mediante el manejo de la posición del servomotor con el que cuenta la servoválvula, hasta lograr que el elemento de ajuste tenga la presión deseada (corrección del error).

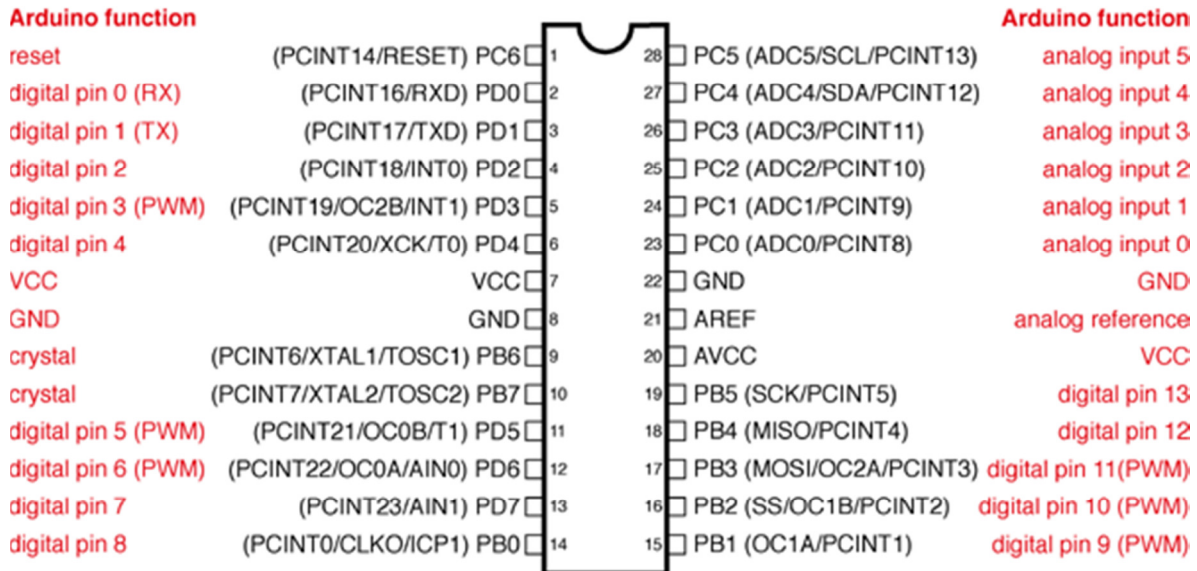


Figura 3.14. Mapa de pines del microcontrolador ATMEGA328P.

3.2. FUNCIONAMIENTO GENERAL DEL SISTEMA DE AUTOAJUSTE

A continuación se describe el funcionamiento del sistema de autoajuste de manera general, así como también el funcionamiento del programa asociado a él.

3.2.1. Funcionamiento del sistema de autoajuste

El sistema de autoajuste para socket protésico tiene cuatro elementos de ajuste ubicados a lo largo de toda la parte interna del socket protésico, en las zonas lateral, medial, anterior y posterior, estos elementos de ajuste son contenedores de aire (sujetadores) que dan comodidad al usuario de la prótesis y le permiten el ajuste a la misma.

Cada elemento de ajuste cuenta con dos conductos, uno para medir la presión con la que ajusta (el cual va conectado a un sensor de presión MPX5050DP colocado en el socket protésico para medir la presión de ajuste) y otro por donde se acepta la entrada o salida de aire (el cual va conectado al conducto central de una llave de tres conductos, llamada “llave de válvula”), gracias a la acción de una servoválvula.

Los elementos de ajuste pueden ser operados individualmente, por pares o bien todos juntos, en cuyos casos solo basta con la unión o separación de los

conductos con las mismas funciones encada elemento de ajuste, es decir, si los elementos de ajuste se manejan por pares basta con unir con conexiones en “T” los conductos de medición de presión para, posteriormente, conectarlos al sensor de presión, así como también unir con una conexión “T” los conductos de entrada y salida de aire para, posteriormente, conectarlos al conducto central de la llave de tres conductos, “llave de válvula” (elemento de la servoválvula).

El sistema de autoajuste para socket protésico tiene dos modalidades, una manual y otra automática, teniendo la posibilidad de alternarse en cualquier momento mediante el botón de activación y desactivación del sistema automático y el giro de las llaves administradoras de flujo acopladas en el socket protésico (llamadas “llaves paso”), estas llaves son de tres conductos (uno central y dos laterales) y permiten la comunicación del resto de los conductos que no se encuentren inhabilitados (el conducto inhabilitado no tiene flecha de dirección, Figura 3.15).

El mango de la llave (parte azul de la Figura 3.15) logra las diferentes comunicaciones entre los conductos habilitados mediante su giro (360 grados). Un conducto lateral admite la conexión mediante una manguera a una bomba de baumanómetro, mientras que el otro a la entrada del aire del sistema automático. El conducto central va conectado mediante una manguera al elemento de ajuste.

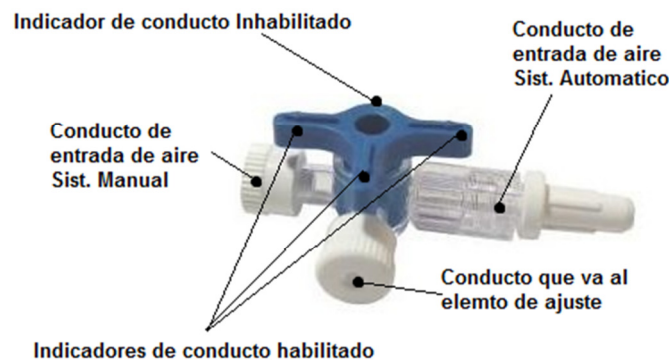


Figura 3.15. Llave de tres vías llamada “Llave de paso”.

Modo manual

Para operar el modo manual, basta con mantener desactivado el modo automático y en la “llave de paso”, que conecta con los elementos de ajuste, inhabilitar el conducto de la entrada de aire del sistema automático, dejando solo la comunicación entre el conducto central y el de entrada de aire del sistema manual. Posteriormente, el conducto de entrada de aire manual se conecta con la bomba del baumanómetro por medio de una manguera que se incrusta en el conducto y en dicha bomba. Una vez introducido el muñón del paciente en el socket se puede iniciar con el bombeo manual de aire a los elementos de ajuste hasta lograr la presión deseada (si es necesario, la bomba del baumanómetro cuenta con una perilla que al girarse, deja salir el aire bombeado a los elementos de ajuste), una

vez alcanzada dicha presión se inhabilita en la “llave de paso” el conducto central (que permite la entrada y salida de aire en los elementos de ajuste) dejando de esta manera fija la presión de ajuste lograda. Si se requiere de algún reajuste, se efectúan las acciones anteriormente descritas.

Modo automático

Para operar el modo automático, es necesario activar el sistema de autoajuste (con el “botón de activación”, ubicado en el socket) y en la “llave de paso” de los elementos de ajuste inhabilitar el conducto de la entrada de aire del modo manual, dejando solo la comunicación entre el conducto central y el de entrada de aire del sistema automático, Figura 3.15.

Una vez activado el sistema de autoajuste en modo automático (previa inclusión del muñón en el socket), éste empezará a inyectar aire a los elementos de ajuste gracias a la acción de una electrobomba neumática (tipo baumanómetro digital), una servoválvula (válvula implementada) y un sistema de control (implementado en un microcontrolador sobre la plataforma de Arduino) hasta lograr la presión requerida por el usuario. La presión de ajuste puede ser manipulada en cualquier momento mediante una “perilla de ajuste” (potenciómetro que permite adquirir información para el sistema de control), ubicada en el socket.

Cuando el usuario decida disminuir el nivel de ajuste, la acción de una electroválvula (válvula implementada) y un sistema de control (implementado en un microcontrolador sobre la plataforma de Arduino) proporciona la salida de aire de los elementos de ajuste hasta lograr la presión deseada, y de modo similar si el usuario decide aumentar el nivel de ajuste.

La servoválvula es una implementación elaborada con una llave administradora de flujo (“llave de válvula”) la cual fue acoplada a un servomotor por la parte del mango, Figura 3.6.

La función que cumple la “llave de válvula” es la de direccionar y regular el flujo de entrada y salida en los elementos de ajuste mediante la acción del servomotor, que es dirigido por una señal de PWM salida del controlador (implementado en un microcontrolador) y que le asigna una posición (en grados), de esta manera se puede regular el caudal, ya sea de entrada o salida de aire (según la posición del mango de la “llave de válvula”) de los elementos de ajuste debido a que, a partir de la posición del servomotor y por consiguiente del mango de la “llave de válvula”, se asigna el grado de apertura o cierre del caudal de aire (por

coincidencia de orificios tanto del mango como de la estructura) como se muestra en la Figura 3.16.

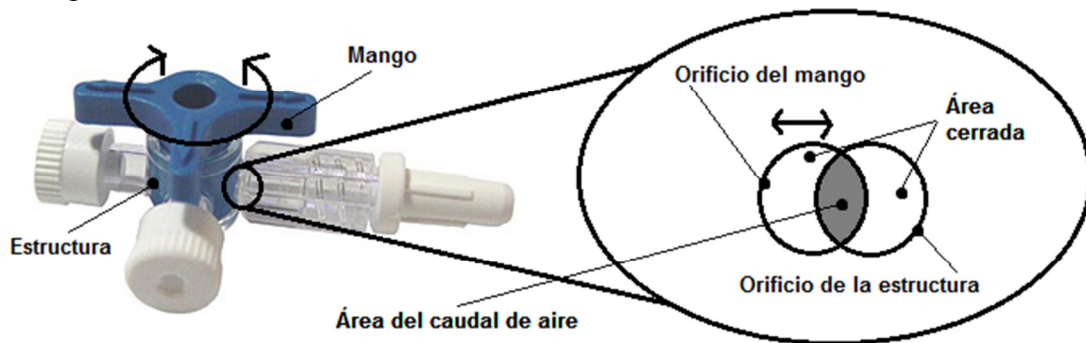


Figura 3.16. Llave de tres vías llamada "Llave de válvula".

La relación de uso de "llaves de paso" con elementos de ajuste es la siguiente:

- Si se manejan elementos de ajuste individualmente, cada uno requiere "llave de paso".
- Si se manejan elementos de ajuste por pares, cada dos elementos de ajuste se emplea una "llave de paso".
- Si se manejan elementos de ajuste todos juntos, los cuatro elementos de ajuste requerirán solo de una "llave de paso".

Por cada "llave de paso" empleada es necesaria una electroválvula, que se conecta a ésta por medio de una manguera, del conducto central de la "llave de válvula" al conducto lateral de entrada de aire del sistema automático de la "llave de paso". Uno de los conductos laterales (el conducto a la entrada de aire) de la "llave de válvula" se conecta a la bomba neumática eléctrica (por medio de una manguera) o en su defecto al conducto a la salida de aire de la "llave de válvula" de la electroválvula anterior, el otro de los conductos (el conducto a la salida de aire) permite que el aire no empleado por el sistema se disperse en la atmósfera o en su defecto se dirija al conducto a la entrada de aire de la siguiente electroválvula Figura 3.17.

La conexión descrita anteriormente entre electroválvulas hace posible que el aire proveniente de la bomba neumática (ya sea eléctrica o no) y el aire desechado por los elementos de ajuste circule por todas las electroválvulas y cada una de ellas pueda aprovecharlo en orden de conexión, esto se logra al destinar la posición común de la electroválvula (a la que llamaremos "posición de Inicio", y se alcanza solamente cuando el elemento de ajuste tiene la presión indicada) cuando la "llave de válvula", por acción del servomotor se encuentre inhabilitando el conducto central de la "llave de válvula" (donde se hace conexión a la "llave de paso"), de esta manera, los conductos laterales quedarán comunicados y dejarán libre el

paso de aire a la siguiente electroválvula una vez que la primera haya alcanzado su nivel de presión. Esto también hace que el aire que no alcanzó a entrar en los elementos de ajuste no quede atrapado en el sistema de válvulas.

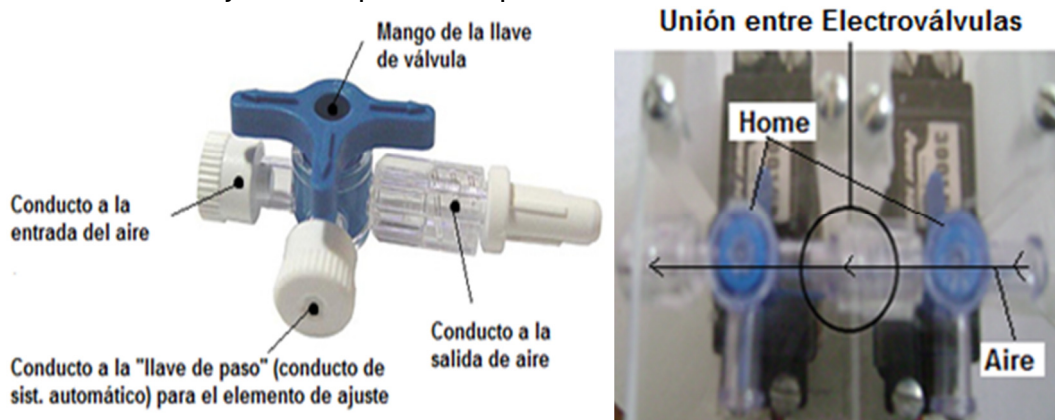


Figura 3.17. Izquierda “llave de válvula” y derecha conexión entre servoválvulas.

Una vez descrita las configuraciones y modos de operación de las electroválvulas, se describirá su funcionamiento dentro del sistema.

Como ya se mencionó, la electroválvula permite la entrada y salida de aire a los elementos de ajuste, pero siempre regulando el caudal o flujo de entrada o de salida, mediante instrucciones del controlador el cual determina el tipo de caudal según el error o diferencia de presiones que se tengan entre la presión en elemento de ajuste y la presión deseada. Cuando el elemento de ajuste requiera aire para alcanzar una cierta presión, el servomotor de la electroválvula girará el mango de la “llave de válvula” a partir de la “posición de Inicio” hacia la posición que logre la comunicación entre el conducto de entrada de aire y el conducto a la “llave de paso” para obtener su ingreso en un cierto caudal de aire (asignado constantemente por el control) hasta alcanzar la presión deseada, cuando se logra esto, el servomotor vuelve el mango de la “llave de válvula” a la “posición de inicio”. De la misma manera, cuando el elemento de ajuste requiera de la salida de aire para alcanzar una cierta presión, el servomotor de la electroválvula girará el mango de la “llave de válvula” a partir de la “posición de Inicio” hacia la posición que logre la comunicación entre el conducto de salida de aire y el conducto a la “llave de paso”, para obtener su salida en un cierto caudal (asignado constantemente por el control) hasta alcanzar la presión deseada, cuando se logra esto, el servomotor vuelve la “llave de válvula” a la “posición de Inicio”.

El circuito de control (controlador) es el encargado emitir las instrucciones para el manejo de todos los elementos electrónicos tales como electroválvulas, electrobomba neumática, “perilla de ajuste” y “perilla de rango”, mientras que el controlador cumple la función de definir la manera de regular el caudal de entrada

o salida de aire. Una de las funciones principales del sistema de autoajuste, es la de manejar las electroválvulas para permitir que los elementos de ajuste consigan el grado de ajuste fijado por el usuario, esto se logra gracias a la acción de un controlador (PI) proporcional integral (programado en un microcontrolador sobre la plataforma de Arduino) el cual corrige el error que se presente entre la presión en el elemento de ajuste y la presión fijada por el usuario con la “perilla de ajuste”, si el error es grande el microcontrolador le indicará a la electroválvula hacer más grande el caudal de aire, si el error es pequeño le indicará hacer el caudal más pequeño, ya sea de entrada o salida de aire del elemento de ajuste (es decir si la presión en el elemento de ajuste está por abajo o por arriba de la fijada), hasta alcanzar la presión fijada por el usuario. Cuando el microcontrolador determine, por medio de los sensores de presión, que se requiere entrada de aire a los elementos de ajuste, además de manipular la electroválvula, también mandará una señal de encendido para activar la electrobomba neumática que apagará cuando el elemento de ajuste alcance la presión fijada por el usuario, al mismo tiempo, manipula la electroválvula para llevarla a su “posición de Inicio”.

El programa en el microcontrolador tiene el mismo principio de funcionamiento para cualquiera de las configuraciones de los elementos de ajuste (mencionada anteriormente) simplemente se modifica la extensión del código, según sea el caso.

Dentro de la programación se consideró la entrada de una señal más, que también puede ser manipulada por el usuario, esta es la “perilla de rango de tolerancia al reajuste” (ubicada, al igual que la “perilla de ajuste”, en el socket, con un potenciómetro que envía una señal al microcontrolador), que hace posible fijar al usuario, una tolerancia de variación del ajuste (hacia arriba y hacia abajo) sobre el nivel fijado con la “perilla de ajuste”. Este rango de ajuste es opcional (ya que si se desea se puede dejar en cero) y le da la ventaja al usuario de poder usar su prótesis sin que las pequeñas variaciones de presión causadas por el movimiento hagan que el sistema esté abriendo y cerrando las servoválvulas durante esas pequeñas variaciones, y solo opere cuando dichas variaciones rebasen dicho rango fijado, entonces entra en acción el ajuste automático hasta obtener el nivel de ajuste establecido por el usuario.

Para retirar el socket protésico con el sistema de autoajuste creado basta con desactivar el sistema automático (con el “botón de activación”) y mover todas las “llaves de paso” que tengan conectado elementos de ajuste, de tal forma que quede inhabilitada la entrada de aire del sistema automático, así, quedan comunicados los conductos de entrada de aire de sistema manual y el conducto central que va al elemento de ajuste, permitiendo que el aire en los elementos de

ajuste sea liberado siempre y cuando no se encuentre conectada la bomba de baumanómetro empleada para el modo manual. Una vez desinflados los elementos de ajuste el muñón puede ser retirado del socket.

3.2.2. Funcionamiento del programa asociado al sistema de autoajuste

El programa que logra el funcionamiento del sistema de autoajuste está implementado sobre la plataforma de Arduino en un microcontrolador ATMEGA328P el cual posibilita la emisión de señales digitales y de PWM que conceden el control de todos los componentes que le hacen posible a los elementos de ajuste cumplir su objetivo.

El programa realiza las siguientes funciones:

- **Adquirir señales:** El programa requiere de la adquisición de las señales que empleará para desarrollar sus funciones, dichas señales adquiridas son las de los sensores de presión conectados a los elementos de ajuste, y las de los componentes de manipulación (perilla de grado de ajuste y perilla de rango de ajuste). Estas señales se obtienen a través del convertidor analógico digital que se encuentra integrado en el microcontrolador que es de 10 bits de resolución suficientes para una buena lectura de las señales.
- **Llevar a cabo la acción de control:** Una vez obtenidas las señales, éstas son introducidas en el controlador, calculado y discretizado (para introducirlo en el programa). El control se encarga de proporcionar una acción de control con base en los datos adquiridos por los sensores de presión y perillas de ajuste y rango. Es decir, el controlador determina el caudal de entrada o salida de aire hacia los elementos de ajuste para lograr una presión de ajuste, que puede ser definida en todo momento y situación. Cabe resaltar que la acción de control está delimitada por la lectura del rango de ajuste (rango de tolerancia al reajuste), ya que ésta no será enviada por el microcontrolador al actuador hasta que se excedan los rangos delimitados por el usuario, todas estas condiciones se encuentran programadas en el microcontrolador.
- **Emisión de señales de control:** Una vez que el controlador genera señales de control, éstas son enviadas a los actuadores del sistema (servoválvulas) a través de las salidas de PWM que tiene el microcontrolador, que son de 8 bits. Estas señales permiten la apertura, cierre, regulación de caudal de aire

y direccionamiento del mismo cuando son enviadas a la servoválvula según se ofrezca.

Existe una señal más que es puramente digital, que proporciona la activación o desactivación de la electrobomba neumática, esta señal no está delimitada propiamente por el controlador en sí, sino más bien por las condiciones de las señales adquiridas por el sensor de presión y de la perilla de rango de ajuste, las cuales son analizadas en el código del programa. Esta señal es enviada por una señal digital que sale del microcontrolador por uno de sus pines digitales.

3.3. DIAGRAMA DE BLOQUES DEL FUNCIONAMIENTO DEL SISTEMA DE AUTOAJUSTE

Este diagrama permite el análisis de las funciones del sistema de autoajuste, además permite detectar las funciones más importantes que el sistema debe cubrir independientemente de los componentes físicos que pudieran utilizarse.

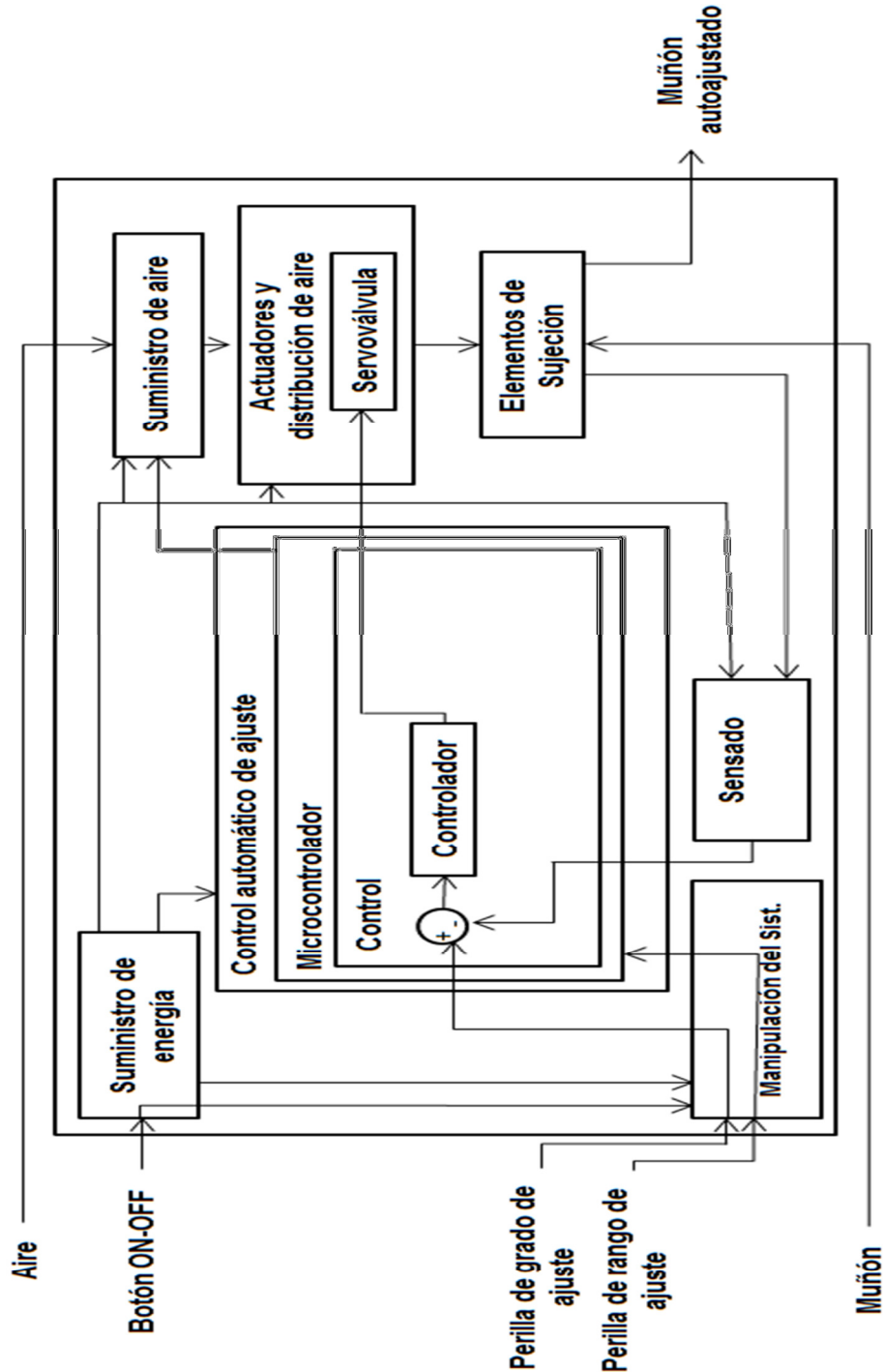


Figura 3.18. Diagrama de bloques del funcionamiento del sistema de autoajuste.

3.4. ESTRUCTURA FINAL DEL SISTEMA DE AUTOAJUSTE

A continuación se muestra la estructura final y el ensamble del sistema de autoajuste, todos los planos informativos del sistema se muestran en el apéndice A3 de este trabajo.

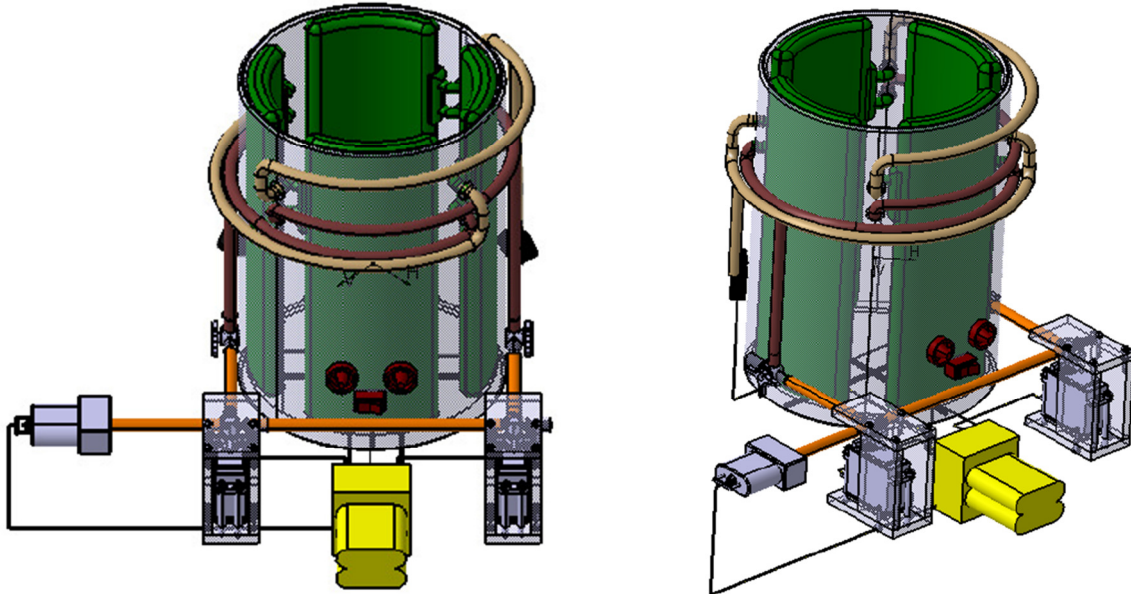


Figura 3.19. Estructura final del sistema de autoajuste.

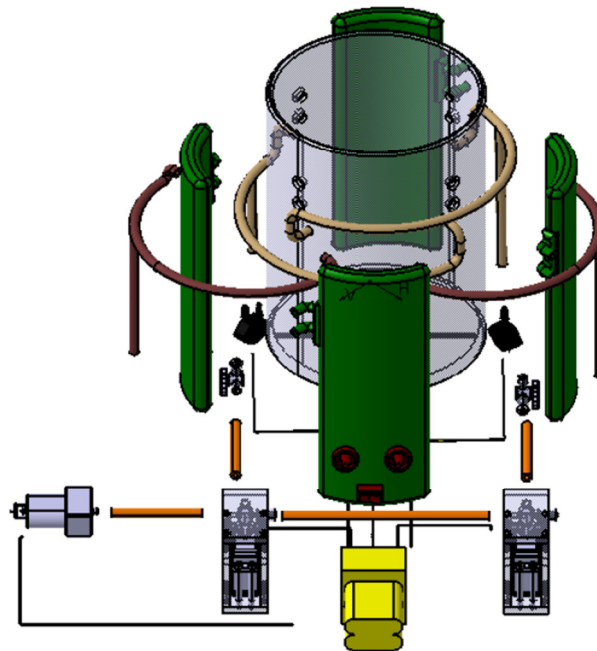


Figura 3.20. Despiece de la estructura final del sistema de autoajuste.

Capítulo 4. CONSIDERACIONES PARA EL DISEÑO DE DETALLE DEL SISTEMA DE AUTOAJUSTE

En este capítulo se presentan las consideraciones para el diseño de detalle del sistema de autoajuste del socket autoajustable a nivel transfemoral, dichas consideraciones se establecieron con base en los estudios realizados para la elaboración de los capítulos anteriores de este trabajo, criterios de control, principios neumáticos, principios eléctricos, electrónicos y modo de operación de los actuadores eléctricos.

En este trabajo se presenta una selección de los elementos preliminares del sistema los cuales serán útiles para la realización de pruebas de funcionamiento en pacientes, la selección definitiva de estos elementos se realizará una vez que dichas pruebas hayan concluido, así como la ubicación final de los componentes del sistema dentro del socket protésico.

Las consideraciones del diseño de detalle se abordarán por tipos de componentes que integran el sistema de autoajuste de esta manera se podrá apreciar mejor el papel que juega cada uno de estos dentro de dicho sistema.

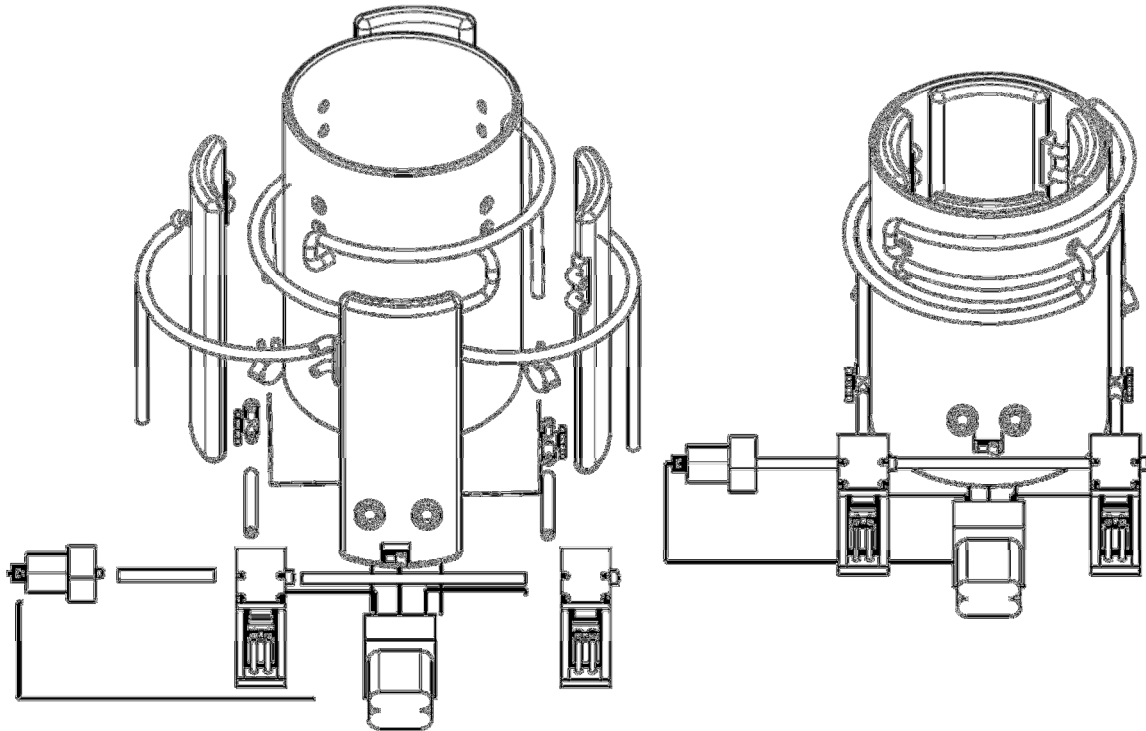


Figura 4.1. Ensamble del sistema de autoajuste.

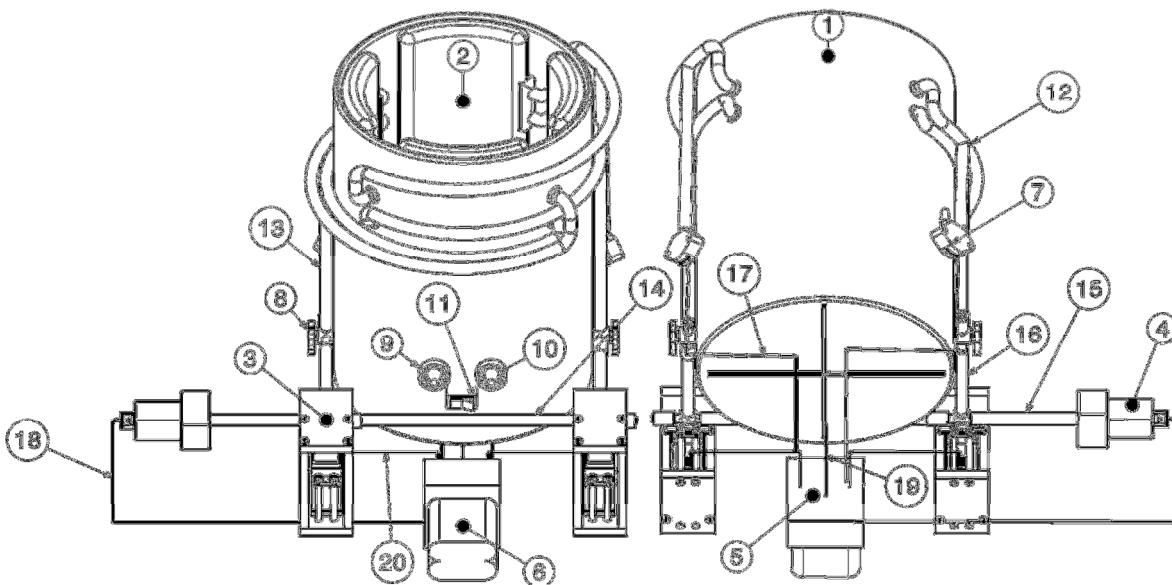


Figura 4.2. Piezas del sistema de autoajuste.

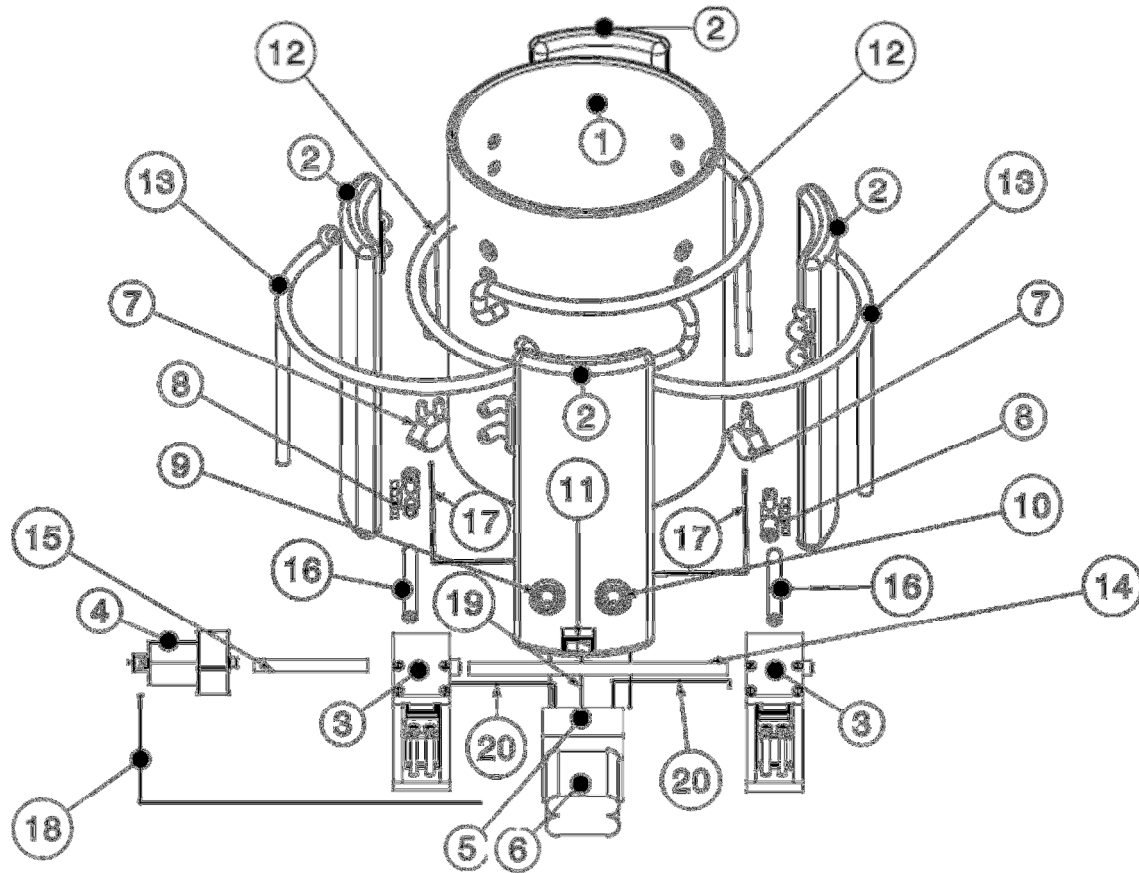


Figura 4.3. Piezas del sistema de autoajuste en explosión.

1	Socket protésico
2	Elemento de ajuste
3	Servoválvula
4	Electrobomba neumática
5	Circuito del sistema
6	Batería
7	Sensor de presión
8	Llave de paso (3 vias)
9	Perilla de ajuste
10	Perilla de rango
11	Boton ON-OFF del Sist.
	Manguera de conexión neumática entre:
12	Elementos de ajuste y sensor de presión
13	Elementos de ajuste y entrada de aire
14	Servoválvulas
15	Electrobomba neumática y servoválvula
16	Llave de paso y servoválvula
	Conexión eléctrica de:
17	Sensor de presión
18	Electrobomba neumática
19	Mandos del usuario
20	Servoválvula

Figura 4.4. Lista de piezas del sistema de autoajuste.

4.2. ESPECIFICACIONES DEL SISTEMA DE AUTOAJUSTE

Las especificaciones del sistema de autoajuste para socket protésico a nivel transfemoral se presentan en la siguiente tabla:

ESPECIFICACIÓN	PARÁMETRO
Peso del sistema	900 [g] – 1,100 [g]
Peso de la persona	40 [Kg] – 120 [Kg]
Presión de ajuste	0 [mmHg] – 300 [mmHg]
Precisión en el ajuste	± 2 [mmHg]
Tiempo de respuesta	< 10 [mseg]
Tiempo de asentamiento	0.5 [seg.]
Temperatura de operación	-20 °C a 55 °C
Tiempo de operación cont.	± 14 [Hrs.]
Consumo aproximado	300 [mA] – 800 [mA]
Consumo máximo	830 [mA]
Alimentación	7.4 [Vdc]
Sensor de presión	MPX5050DP Rango de presión: 0 [kPa] – 50 [kPa] Temp. de operación: -40 °C a 125 °C Alimentación: 5 [Vdc] Sensibilidad: 90[mV/kPa]
Servoválvulas	Servomotor Analógico Regula y direcciona el caudal Alimentación: 5 [Vdc] Temp. De operación -20 °C a 55 °C Par: 4.4 [Kg.cm]
Electrobomba Neumática	Motor FK-280SA-18165 Alimentación: 6 [Vdc] Presión de bombeo 300 [mmHg]
Microcontrolador	ATMEGA328P Velocidad de reloj: 16 [MHz] Alimentación: 5 [Vdc] 14 entradas digitales 6 salidas de PWM [8 bits] 6 entradas analógicas [10 bits] EEPROM de 1 [KB] Memoria Flash 32 [KB] SRAM 2 [KB] Encapsulado: DIP de 28 pines
Batería	Suministro de 7.4 [V] y 12 [A/h] Tasa de auto descarga < 8% X mes Temp. operación -25 °C a 60 °C Coeficiente de descarga de 2C

Tabla 4.1. Especificaciones del sistema de autoajuste.

4.2.1. Presión de ajuste recomendada

Un punto de vital importancia en el sistema de autoajuste es la presión de operación, ya que de ello depende que el socket ajuste de una manera eficiente y sin causar lesiones en el paciente. Es por ello que se realizaron una serie de pruebas en las cuales se ajusta la parte transfemoral de la extremidad inferior de un usuario, obteniendo los resultados mostrados en la Tabla 4.2.

La prueba consistió en colocar los sistemas de ajuste (sujetadores lateral, medial, anterior y posterior) y autoajuste en el muslo (a nivel transfemoral de la extremidad inferior) del usuario, para poder corroborar que el ajuste sea eficiente sin causar molestias. Los resultados obtenidos se muestran en la siguiente tabla.

Sujetadores	Presión	Pierna Derecha	Pierna Izquierda	Unidades	Pierna Derecha	Pierna Izquierda	Unidades
Anterior	Presión Mín.	60	60	[mmHg]	7999.344	7999.344	[Pa]
	Presión Ideal	90	90	[mmHg]	11999.02	11999.02	[Pa]
	Presión Máx.	120	120	[mmHg]	15998.69	15998.69	[Pa]
Posterior	Presión Mín.	60	60	[mmHg]	7999.344	7999.344	[Pa]
	Presión Ideal	85	80	[mmHg]	11332.4	10665.79	[Pa]
	Presión Máx.	120	110	[mmHg]	15998.69	14665.46	[Pa]
Lateral	Presión Mín.	60	60	[mmHg]	7999.344	7999.344	[Pa]
	Presión Ideal	70	70	[mmHg]	9332.568	9332.568	[Pa]
	Presión Máx.	100	90	[mmHg]	13332.24	11999.02	[Pa]
Medial	Presión Mín.	60	60	[mmHg]	7999.344	7999.344	[Pa]
	Presión Ideal	80	75	[mmHg]	10665.79	9999.18	[Pa]
	Presión Máx.	110	100	[mmHg]	14665.46	13332.24	[Pa]

Tabla 4.2. Especificaciones del sistema de autoajuste.

Definición de los diferentes grados de presión en el ajuste:

- Presión Mínima: En el ajuste proporcionado por este tipo de presión el usuario siente una sujeción al socket que le resulta aceptable en situaciones de descanso o en las que no se efectúa la marcha, pero poco confiable cuando requiere de movilidad en la extremidad.
- Presión ideal: Es la que el usuario siente un equilibrio entre comodidad y firmeza en la sujeción, si bien, con una actividad prolongada se puede sentir una falta de ajuste, a este nivel de presión el usuario logra realizar acciones de descanso y actividad (no muy intensa) sin molestias.

- Presión Máxima: Es en la que el usuario empieza a sentir molestias en el ajuste (como obstrucción en el flujo sanguíneo), durante la marcha constante estas molestias pueden ser pasadas por alto, sin embargo, en situaciones de inactividad se puede presentar adormecimiento de la extremidad.

Determinación de la presión de ajuste recomendada:

Retomando lo explicado en la sección 2.4.1. sabemos que:

- En una persona joven, sana y en reposo, la presión arterial oscila entre 120 [mm Hg] (presión sistólica) y 80 [mm Hg] (presión diastólica) [11].
- El punto de referencia para considerar un nivel cero en la medición de la presión arterial será el nivel del corazón.
- La presión hidrostática a partir del punto de referencia se calcula con la siguiente ecuación:

$$PH = (d * 760 \text{ [mm Hg]}) / 10 \text{ [m]}$$

Dónde: d = distancia en metros del corazón al lugar en que se quiere saber la presión [11].

Según datos del INEGI [28], la altura promedio de los mexicanos de zona centro y sur es de alrededor 163 [cm], y de 170 [cm] en la zona norte. De esta forma, suponiendo que en una persona promedio, la distancia del corazón al muñón a nivel transfemoral sea de aproximadamente “0.6 [m]”, entonces:

$$PH = (0.6[m] * 760 \text{ [mm Hg]}) / 10 \text{ [m]}$$

$$PH = 45.6 \text{ [mm Hg]}$$

Lo cual indica que hay un incremento en la presión hidrostática muy similar al descrito en la Figura 2.4. Definiendo la presión sanguínea a nivel transfemoral en un rango de 165.6 [mm Hg] (presión sistólica) y 125.6 mm Hg (presión diastólica).

Sin embargo, durante las pruebas de ajuste, aplicar estos niveles de presión llega a ocasionar adormecimiento de la extremidad cuando se está en reposo. Este aspecto es importante debido a que usuarios con problemas circulatorios, e inclusive usuarios con diabetes (que pueden perder la sensibilidad en la extremidad) podrían sufrir de alguna lesión. Para esto se propone la estimación de un “porcentaje de decremento” en la presión de ajuste, que permita evitar este tipo de lesiones. Este porcentaje reduce la presión de ajuste en el muñón en un 30%, tomando como base la presión sanguínea a nivel transfemoral encontrada en el párrafo anterior. Definiendo los nuevos niveles de presión sanguínea a seguir como: 115.85 [mm Hg] (presión sistólica) y 87.92 mm Hg (presión diastólica).

Es por ello que, como se muestra en la Tabla 4.2., de la sección 4.2.1., los valores de ajuste a la presión ideal no exceden los 90 [mmHg], esto para evitar las lesiones y problemas mencionados.

De esta manera se determinó que el rango de presión más adecuado para el ajuste esta entre los 70 y 90 [mmHg], ya en que entre estos valores oscila la presión ideal en cada una de las cuatro zonas donde se encuentran los sujetadores. Sin embargo el sistema tiene capacidad de aportar hasta los 300 [mmHg] por si el usuario requiere de un ajuste mayor o menor según sea la necesidad.

4.3. SENSADO

Como se definió en el capítulo anterior (sección 3.1.1.), el sensor utilizado es un sensor de la marca Motorola MPX5050DP, que mide la presión diferencial y tiene una sensibilidad de 90 [mV/kPa]. Este sensor entrega una señal de voltaje de corriente directa en un rango de 0.2 [V] a 5 [V] aproximadamente y puede medir un rango de presiones de los 0 [kPa] a los 50 [kPa].

Se presentará una tabla con los datos obtenidos de la caracterización elaborada a dicho sensor para poder emplearla más adelante en la sección del control. La caracterización se llevó a cabo una vez establecida la configuración para la instrumentación del sensor, Apéndice A10.

4.3.1. Caracterización del sensor de presión

El procedimiento seguido para realizar la caracterización del sensor fue el siguiente:

Una vez que se tiene el sensor de presión con su instrumentación y alimentación (alimentación de 5 [V]), se conecta uno de los conductos del elemento de ajuste al puerto número uno del sensor (el cual mide presión positiva), el puerto número dos (que mide la presión vacuométrica) se deja sin conectar a la presión atmosférica. El conducto que resta por unir en el elemento de ajuste, es conectado a un manómetro de baumanómetro que servirá para cotejar si el sensor de presión emite un voltaje equivalente a la presión en el elemento de ajuste, para ello se requiere de un multímetro que se encuentra conectado a tierra (cable negro) y a la salida del sensor (cable rojo).

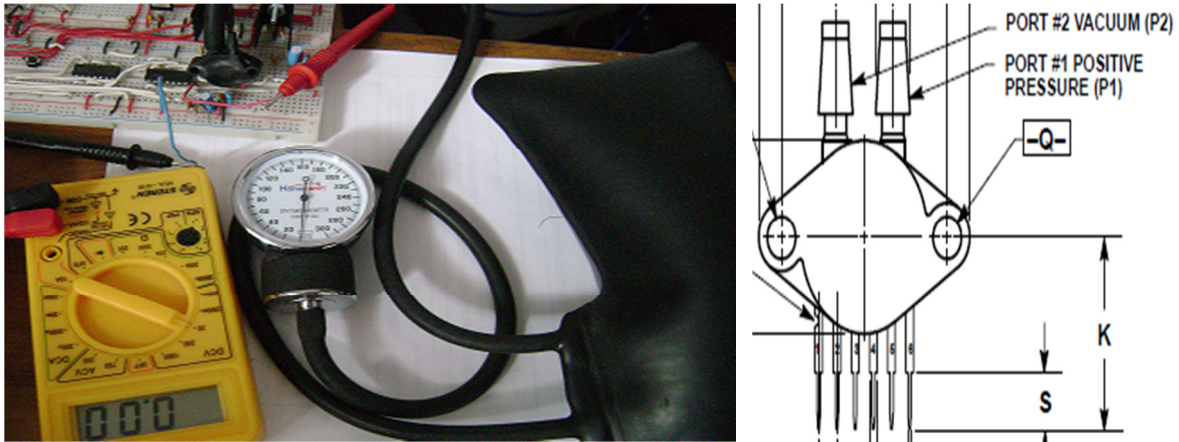


Figura 4.5. Conexión para caracterización del sensor.

Definida la configuración, se describe el procedimiento, el cual consiste en ejercer una presión constante sobre el elemento de ajuste que comprima el aire dentro de él para así poder registrar la presión ejercida con ayuda del manómetro de baumanómetro, medida en mmHg y cotejarla con la lectura de voltaje de salida del sensor medida por el multímetro en Volts. El experimento se repite a diferentes presiones para poder obtener la siguiente tabla, donde la primera columna (V_{sal}) es el voltaje de salida del sensor y los siguientes datos, indican la medición adquirida con el manómetro en diferentes escalas.

V_{sal} [V]	[mmHg]	[kPa]
0.19	0	0
0.5	26	3.4663824
1	66	8.7992784
1.5	106	14.1321744
2	146	19.4650704
2.5	189	25.1979336
3	230	30.664152
3.5	274	36.5303376

Tabla 4.3. Caracterización del sensor MPX5050DP.

En la Tabla 4.3 podemos apreciar que el sensor presenta un offset de 0.19 [V], como se advierte en las hoja de especificaciones, donde también se dice que éste depende del voltaje de alimentación (Figura 3.3) en cuyo caso, al ser de 5 [V], el offset debería de presentarse de 0.2 [V], muy aproximado a los 0.19 [V] obtenidos en la medición. Nota: La hoja de especificaciones se encuentra en el apéndice A4.

Al graficar los datos anteriores tenemos que:

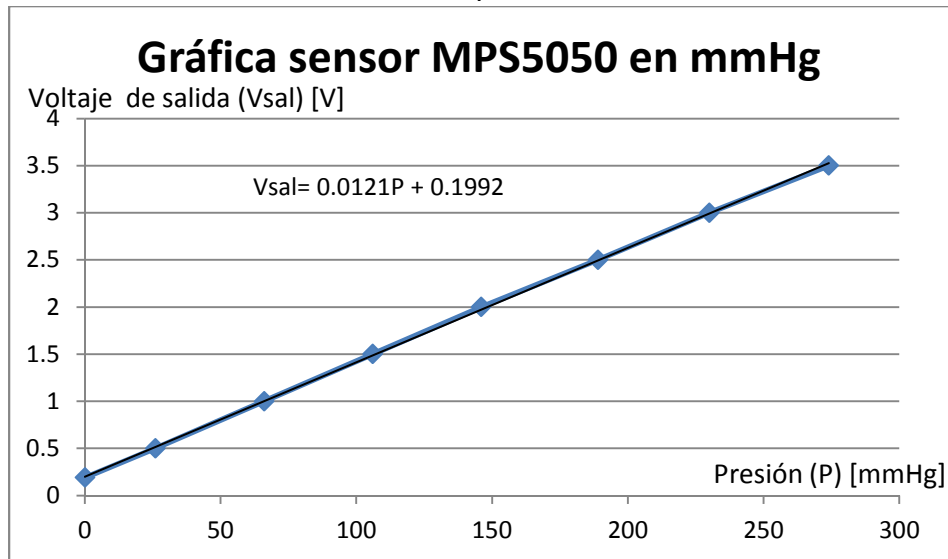


Figura 4.6. Gráfica de la caracterización del sensor en [mmHg].

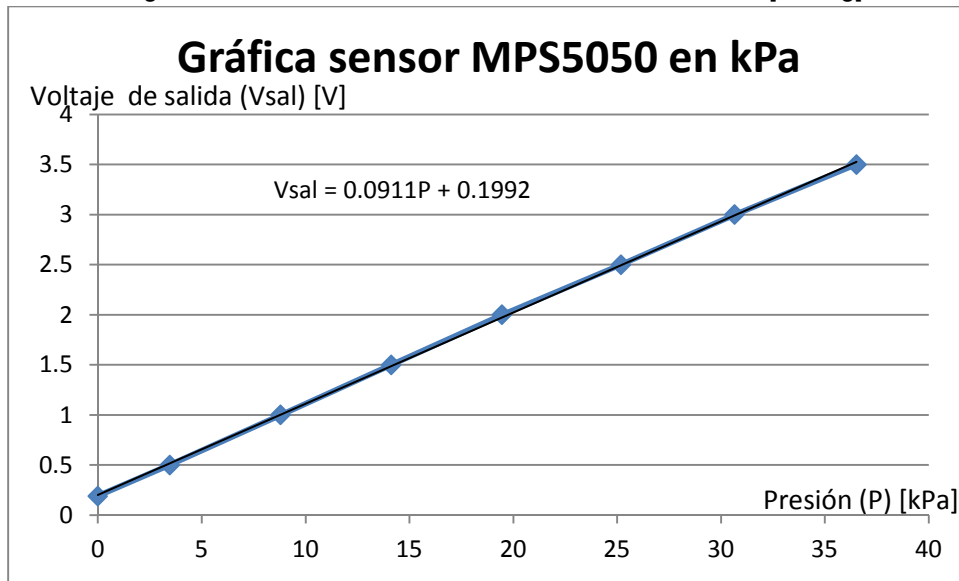


Figura 4.7. Gráfica de la caracterización del sensor en [kPa].

De las gráficas, se puede comprobar la linealidad del sensor, así como las características de funcionamiento especificadas por el fabricante. Se obtuvo la función de transferencia en unidades de [mmHg] para la elaboración del controlador, y en unidades de [kPa] para poder compararla con la del fabricante

Función de transferencia con P en [mmHg]: $V_{sal} = 0.0121 * P + 0.1992$

Función de transferencia con P en [kPa]: $V_{sal} = 0.0911 * P + 0.1992$

<p>Función de transferencia: $V_{out} = V_S (P \times 0.018 + 0.04)$ $\pm (\text{Error presión} \times \text{Factor temp.} \times 0.018 \times V_S)$ $V_S = 5.0 \text{ V} \pm 0.25 \text{ Vdc}$</p>

Figura 4.8. Función de transferencia del sensor en [kPa] según hoja de especificaciones.

De la hoja de especificaciones podemos ver que la función de transferencia del sensor (definida como V_{out}) depende del voltaje de alimentación, de $V_S=5[V]$ por lo cual se puede apreciar que se obtuvo una función de transferencia muy similar a la de la hoja de especificaciones del sensor.

$$V_{out} = V_S (P * 0.018 + 0.04) \text{ como } V_S = 5 [V]$$

$$V_{out} = (0.09 * P + 0.2) \approx V_{sal}$$

También se puede apreciar que el valor de la pendiente de la función de transferencia obtenida en [kPa] es similar al de la sensibilidad del sensor (90 [mV/kPa]) mostrada en la hoja de especificaciones.

Se designará el valor de “ $C_s = 0.0121$ ” (constante del sensor) y “ $C_{sp} = 0.1992$ ” (constante del sensor prima) las cuales permiten el cálculo del controlador para el sistema de autoajuste, de tal forma que $V_{sal} = C_s * P + C_{sp}$. El valor de la constante “ C_s ” podría representar la función de transferencia del sensor en el cálculo del controlador del sistema de autoajuste, donde la salida es la señal de voltaje en [V] adquirida y la entrada la presión medida en [mmHg].

$$\frac{V}{P} = C_s = 0.0121$$

Como se puede observar en la función de transferencia anterior (que podría representar el comportamiento del sensor para el cálculo del controlador del sistema) se despreció el valor del offset presentado por el sensor (de 0.19 [V] aproximadamente) al ser éste un valor pequeño, además de que no tendría una repercusión significativa en el cálculo y simulación del controlador.

4.4. ELECTROBOMBA NEUMÁTICA

La electrobomba neumática es el elemento que permite el suministro de aire en el sistema de autoajuste (obtenida de un baumanómetro digital para brazo), permite el bombeo de aire a los elementos de ajuste a una presión aceptable para el sistema, fijado en 300 [mmHg], ya que esta presión es suficiente para cumplir la función requerida. Las características del motor con que cuenta este elemento de bombeo fueron mencionadas en la sección 3.1.2. A continuación se presenta una caracterización de la capacidad bombeo.

Voltaje [V]	Corriente [mA]	Presión [mmHg]
1.5	150	20
2	160	79
2.5	178	120
3	191	134
3.5	202	180
4	217	204
4.5	229	230
5	243	240
5.5	267	280
6	273	300
6.5	299	320

Tabla 4.4. Caracterización de la electrobomba neumática.

La prueba de caracterización consistió en la alimentación de la electrobomba neumática a diferentes niveles de voltaje para conocer su capacidad de bombeo y consumo de corriente, para esto se le conectó a la salida del aire un manómetro de baumanómetro. Las lecturas se elaboraron de manera espaciada, es decir, una a la vez según el rango ascendente de voltaje (y no de corrido, incrementando el valor de voltaje), y con lecturas rápidas para no dañar el componente.

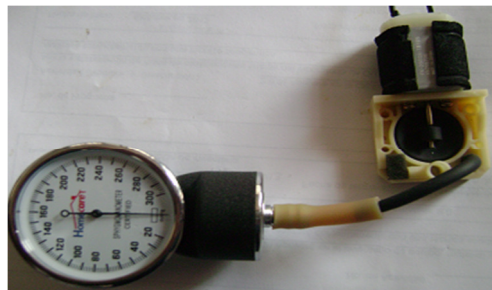


Figura 4.9. Conexión para caracterización de electrobomba neumática.

El voltaje para alimentar a la electrobomba en el sistema de autoajuste será de 6 [V] ya que la caracterización elaborada confirma que de esta forma se obtiene una capacidad de bombeo adecuada para el sistema, con un caudal de aire estimado según hojas de especificaciones del motor de 168 [c.m.³/seg.], considerando que el volumen de aire bombeado en cada revolución del motor es de 0.94 [cm³] y el motor tiene una velocidad de 10710 [RPM].

4.5. SERVOVÁLVULAS

Las servoválvulas permiten el direccionamiento del flujo neumático así como el control del caudal de aire que entra o sale de los elementos de ajuste gracias a la acción de la llave de tres vías con la que cuenta. Para poder controlar dichos caudales con un sistema de control, es necesario conocer el área de paso de aire que se generará en la llave de tres vías con el movimiento angular del mango de la misma.

Por ello, es necesario conocer la relación entre el área por donde pasa el fluido y el cambio de posición angular del mango de la llave de tres vías de la servoválvula a partir de la posición que toma para direccionar el flujo de aire, ya que, como se mencionó en la sección 3.2.1., la llave de tres vías incrementa o decrementa el área de paso de aire según la coincidencia de los orificios tanto del mango de la llave como el de la estructura (Figura 3.16). De las propiedades medidas en dicha llave, se determinó que para llegar de la obstrucción total de paso de aire al paso total de aire, se requiere de un giro del mango en la llave de 27° a partir de la posición de direccionamiento deseada (durante el recorrido de esos 27° el área de paso de aire va incrementando), esto se ejemplifica en la siguiente Figura 4.10.

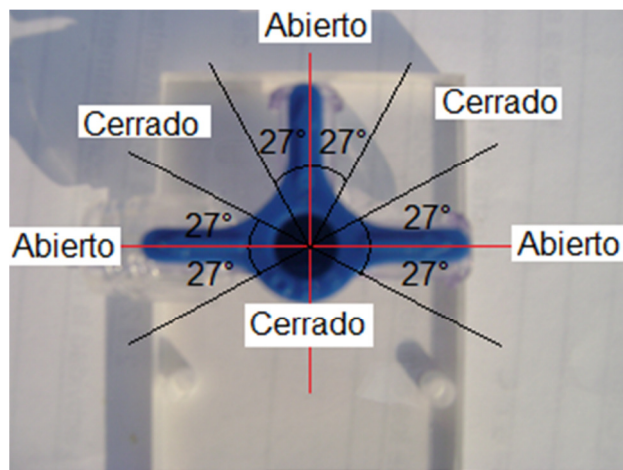


Figura 4.10. Zonas de apertura y cierre del caudal en llave de tres vías.

Ahora que se conocen las zonas de apertura y obstrucción del paso de aire, queremos saber qué áreas de paso de aire se generan (a partir de la obstrucción total) según el giro del mango de la llave en el recorrido de los 27° (que permiten el paso total). Para esto, debemos saber en qué forma coinciden los conductos circulares que permiten el paso de aire tanto del mango como de la estructura en cada posición angular del mango, durante el recorrido de los 27° .

Los conductos circulares (que permiten el paso de aire) tanto del mango como de la estructura, logran su coincidencia al recorrer una trayectoria circular delimitada por la estructura de la llave, por lo cual si se quiere saber en qué posición se encuentra uno de los orificios (en este caso el del mango, ya que es movido por el servomotor) basta con calcular la magnitud del arco recorrido en dicha trayectoria a partir de la posición angular inicial del mango, la cual puede ser manipulada y medida. De esta manera es como se determinó la trayectoria de arco recorrido, en determinadas posiciones angulares que se le dieron al mango de la llave. Sabiendo que la trayectoria circular tiene un radio de 8 [mm], conociendo la posición angular del mango en grados y contando con la siguiente ecuación:

$$\rho = \theta * \left(\frac{\pi}{180}\right) * r \text{ con } \theta \text{ en grados}$$

Es posible obtener la magnitud del arco recorrido para cada posición angular del mango de la llave de tres vías, con esto, es posible calcular el área de coincidencia (la cual llamaremos A0) entre conductos (con ayuda de un software de CAD) para cada posición del mango. Obteniendo la siguiente tabla:








θ [°]	ρ [mm]	Conductos	A0 [m ²]
0	0		0
5	0.349		4.175x10 ⁻⁷
10	0.698		8.555 x10 ⁻⁷
15	1.047		1.37 x10 ⁻⁶
20	1.396		1.982 x10 ⁻⁶
25	1.745		2.633 x10 ⁻⁶
27	1.885		2.842 x10 ⁻⁶

Tabla 4.5. Tabla de la relación posición angular – área de caudal.

Cabe aclarar que el diámetro del conducto de paso de aire en el mango es de 2 [mm] y el máximo valor de arco recorrido en la Tabla 4.4 es de 1.885 [mm] (muy cercano a los 2 [mm]) con lo que se comprueba el cálculo de la medición del ángulo de zona abierta de la llave que fue de 27°.

Para encontrar una relación matemática que sea lineal entre los valores de posición angular y área de caudal “A0” se realizó la gráfica mostrada en la Figura 4.11 y se obtuvo una regresión lineal que tuviera intersección en el origen y, de esta manera, evitar la generación de áreas negativas para posiciones angulares pequeñas.

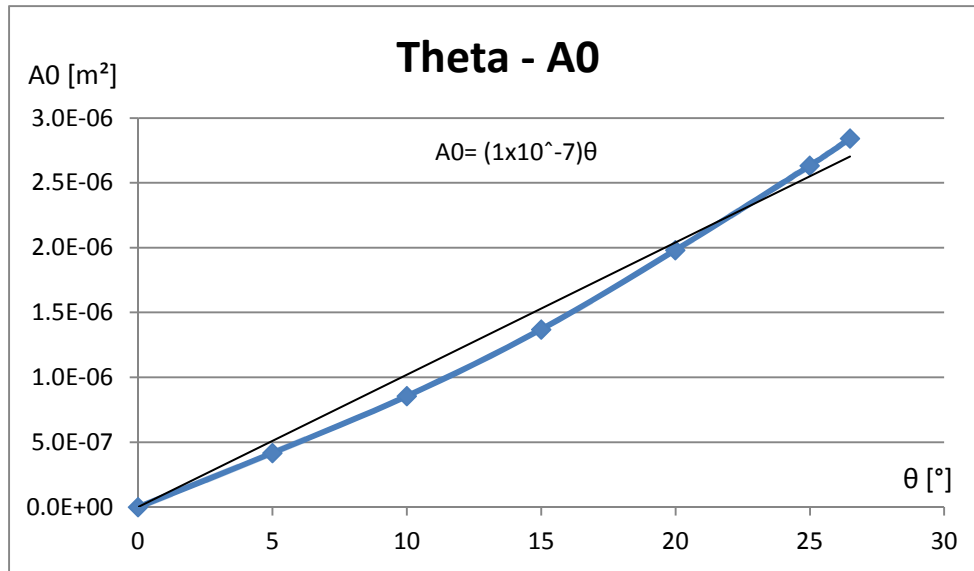


Figura 4.11. Grafica de la relación Theta - A0.

La función que describe el comportamiento de A0 con respecto de θ es:

$$A0 = (1 \times 10^{-7}) * \theta$$

Si bien la función lineal obtenida no representa fielmente los datos de la gráfica (debido a que esta no tiene un comportamiento lineal), podemos ver que tiene una aproximación que podría considerarse aceptable (a reserva de las pruebas finales en el sistema). Es necesario obtener una expresión lineal que describa el comportamiento de la gráfica anterior, ya que esta requiere de este comportamiento para el cálculo del controlador, el cual es perteneciente a un sistema lineal.

Se designará el valor de “Cta = 1×10^{-7} ” (constante de “ θ ” a “A0”) de tal forma que $A0 = Cta * \theta$. El valor de la constante “Cta” podría representar la función de transferencia que permite el paso de “ θ ” a “A0” en el cálculo del controlador del sistema de autoajuste, donde la salida es el área por la que entra o sale el aire del elemento de ajuste (“A0”) medida en [m²] y la entrada posición angular que toma el mango de la llave de tres vías de la servoválvula (“ θ ”) medido en [grados].

$$\frac{A0}{\theta} = Cta = 1 \times 10^{-7}$$

4.6. ELEMENTOS DE SUJECIÓN (PLANTA DEL SISTEMA DE CONTROL)

Los elementos de ajuste (sujetadores) almacenarán el aire requerido para alcanzar determinada presión de ajuste, por ello es necesario conocer su capacidad de almacenaje. Conocer esta capacidad de almacenaje permitirá determinar un modelo matemático que describa el comportamiento del elemento de ajuste para poder diseñar el controlador del sistema de autoajuste.

El volumen de los sujetadores es variable, debido a factores como el frío, el calor, la humedad, y demás factores que repercuten en el comportamiento de los gases, en particular el aire. Otro factor radica en el hecho de los sujetadores están elaborados de materiales plásticos y que son flexibles, y su volumen no está bien definido como en el caso de pistones neumáticos.

Esto repercute en el cálculo de un controlador, sin embargo con el propósito de establecer un control sobre el sistema más completo que el simple cierre y apertura de las servoválvulas para permitir la entrada y salida de aire de los elementos de ajuste, se propone obtener un volumen estimado que permita el cálculo de un control proporcional integral (PI). Todo esto a reserva de que en trabajos posteriores se encuentre un método que permita un modelado altamente confiable de elementos neumáticos de este tipo, lo cual queda fuera de los alcances de este trabajo.

Este volumen se determinó inflando con aire el elemento de ajuste hasta donde el material no empezara a sufrir deformaciones elásticas y sumergiéndolo en un contenedor con agua, el volumen del líquido desplazado menos el volumen de líquido desplazado al sumergir el elemento de ajuste sin aire, es el volumen de la capacidad de almacenamiento del elemento de ajuste.

$$\text{Vol} = (968 \times 10^{-6}) [m^3]$$

4.6.1. Modelo de la planta

Como se mencionó anteriormente, para realizar el control del sistema de autoajuste es necesario conocer la dinámica del elemento de ajuste, el cual es considerado como la planta del sistema de control a desarrollar, como se verá más adelante.

4.6.1.1. Elemento de modelado (Capacitor neumático)

El elemento de ajuste es considerado como un capacitor neumático ya que almacena y descarga el aire en su interior. Un capacitor neumático está definido

por el cambio de la masa del gas en el recipiente o contenedor requerido (en [Kg]) para hacer un cambio unitario en la presión [14].

$$\text{Capacitancia } (C) = \frac{\text{Cambio en masa}}{\text{Cambio en presión}} \frac{\text{Kg}}{\text{N/m}^2} \text{ o } \frac{\text{Kg} * \text{m}^2}{\text{N}}$$

Por lo tanto “C” puede determinarse como:

$$C = \frac{dm}{dP} = V \frac{d\rho}{dP}$$

dónde:

m : Masa del aire en el contenedor [Kg].

P : Presión absoluta del aire [N/m^2].

V : Volumen del recipiente [m^3].

ρ : Densidad de masa de aire [Kg/m^3].

n : Exponente politrópico, para este caso tomado como $n = 1$.

El valor de la capacitancia neumática para un recipiente está considerado por la siguiente expresión [14]:

$$C = \frac{V}{n * R_{\text{aire}} * T} \left[\frac{\text{Kg}}{\frac{\text{N}}{\text{m}^2}} \right]$$

dónde:

T : Temperatura del sistema [K].

$$R_{\text{aire}} = 287 \left[\frac{\text{N} * \text{m}}{\text{Kg} * \text{K}} \right]$$

Conocida la expresión para encontrar la capacitancia y los valores de:

- V : Volumen del elemento de ajuste. En este caso de dos elementos de ajuste (configuración es por pares, capítulo dos) $\text{Vol} = (1.936 \times 10^{-3}) [\text{m}^3]$.
- R_{aire} : Es la constante del gas, en este caso el aire $R_{\text{aire}} = 287 \left[\frac{\text{N} * \text{m}}{\text{Kg} * \text{K}} \right]$.
- T : Es la temperatura del sistema, considerada la misma del cuerpo humano, la cual oscila entre los 35 [°C] y 37.5 [°C] [40]. De esta forma le daremos a “T” el valor de: $T = 37.5 [°C] = 310.5 [K]$.

- n : Exponente politrópico. Suponiendo que la exención y compresión del aire ocurre lentamente y que hay suficiente tiempo para que el calor se transfiera hacia y desde el recipiente de modo que el proceso de expansión pueda considerarse isotérmico, es decir $n = 1$.

Así luego:

$$C = \frac{1.936 \times 10^{-3}}{(1) * (287) * (310.5)} \left[\frac{Kg}{\frac{N}{m^2}} \right]$$

$$C = 21.725 \times 10^{-9} \left[\frac{Kg * m^2}{N} \right]$$

4.6.1.2. Modelado

Ya definidos los parámetros de la planta así como su elemento de modelado, se procede al modelo matemático de la planta para conocer su comportamiento y pasar al diseño del controlador.

El sistema neumático que se pretende modelar y que se muestra a continuación, es similar a un capacitor eléctrico, por lo cual, es de esperarse que su modelo sea muy similar. El modelo que se desarrollará a continuación se llevará a cabo desde un enfoque neumático.

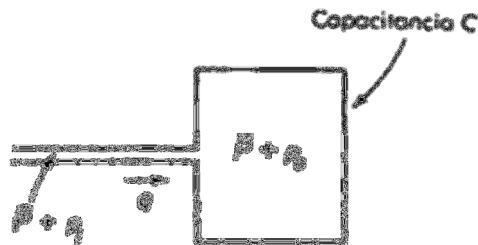


Figura 4.12. Esquema de la planta a modelar.

Definiendo:

\bar{P} : Presión atmosférica [Pa].

p_i : Presión de entrada del aire [Pa].

p_0 : Presión en el elemento de ajuste [Pa].

q : Flujo másico del aire [Kg/seg.].

Sabemos que:

$$C = \frac{dm}{dp_0} \rightarrow C * dp_0 = dm$$

$$\Rightarrow C * \frac{dp_0}{dt} = \frac{dm}{dt}$$

$$\Rightarrow C * \frac{dp_0}{dt} = q$$

Transformando al dominio de Laplace:

$$C * S * p_0(S) - p_0(0) = q(S) \text{ como } p_0(0) = 0$$

$$\Rightarrow p_0(S) = \frac{q(S)}{C * S}$$

Definiendo la función de transferencia de la planta:

$$P(S) = \frac{p_0(S)}{q(S)} = \frac{1}{S}$$

En la función de transferencia podemos ver que la salida de la planta es la presión en el elemento de ajuste (“ p_0 ”) medida en [Pa] y la entrada es el caudal de entrada de aire al elemento de ajuste (“ q ”) medido en [Kg/seg.].

La planta presenta un valor constante el cual llamaremos “ C_p ” (constante de la planta) cuyo valor se presenta a continuación:

$$C_p = \frac{1}{C} \text{ como } C = 21.725 \times 10^{-9}$$

$$C_p = 4.6030 \times 10^7$$

de tal forma que:

$$P(S) = \frac{4.6030 \times 10^7}{S}$$

4.6.2. Flujo de entrada en el elemento de ajuste

Como se puede apreciar en la sección 4.6.1.2., la entrada de la planta es el caudal de aire que ingresa al elemento de ajuste, el cual se pretende controlar (con el cálculo del controlador y la acción de la servoválvula) para llegar una presión determinada (presión de ajuste). Es con la acción de la servoválvula que se regula el caudal de aire, sin embargo no se cuenta aún con una relación que permita determinar que caudal de aire se genera con el cambio de la posición angular del servomotor de la servoválvula implementada.

Anteriormente, en la sección 4.5., se determinó una relación entre la posición angular y área que se genera para el paso del caudal, ahora se establecerá una relación entre dicha área y el caudal generado a través de la asignación de parámetros de operación como la presión y temperatura de bombeo de aire a los elementos de ajuste.

En el cálculo de esta relación se podrán observar consideraciones que no permitirán representar exactamente el caudal de aire que entra al elemento de ajuste debido a razones que complicarían el control dejándolo fuera de los alcances de este trabajo, sin embargo, dichas consideraciones son muy aproximadas a las condiciones reales de dicho caudal.

Dado lo anterior, podemos decir que las ecuaciones exactas para la razón de flujo de masa de un gas dependen de un gran número de factores y condiciones de operación, sin embargo pueden ser aproximadas por expresiones más simples, a expensas de introducir un error de una importancia poco considerable [14].

Flujo de gases a través de orificios

Considerando el flujo estable de un gas a través de un orificio con un cambio de estado Isentrópico, la relación de A_2 y A_0 (mostradas en la figura) es el coeficiente de contracción "Cc"

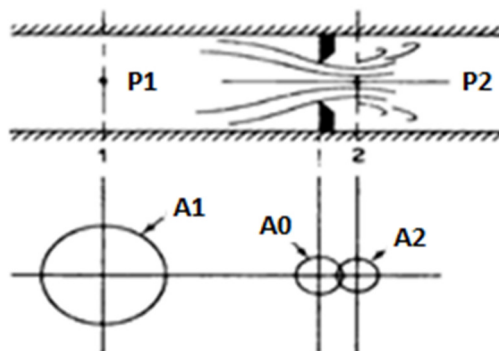


Figura 4.13. Flujo de gas a través de un orificio [14].

$$A2 = Cc * A0$$

Para encontrar la ecuación del flujo de gas, no se toman en cuenta los efectos de la fricción debidos a la viscosidad del gas. Los efectos de fricción del gas despreciados y el coeficiente de contracción “Cc” se pueden introducir en dicha expresión como un coeficiente de descarga “C” (cuyo valor exacto puede determinarse experimentalmente). Para efectos prácticos en este trabajo se considera $Cc = C$. La obtención del coeficiente de descarga nos permitirá la obtención de la razón de flujo de masa, que es el gasto de aire que pasa por el orificio.

En el sistema planteado en este trabajo el valor de “A0” (área por la que se permite el paso del flujo) es un valor cambiante, lo cual indicaría un cambio en el valor de “Cc” generando un sistema variante en el tiempo (lo que requeriría del control de un sistema fuera del alcance de los objetivos de este trabajo), por lo que se requiere que el valor de “Cc” sea constante.

La relación entre “A0” y “A2” es cercana 1, por ello se decidió asignarle al sistema el valor constante de “Cc=1”, además de que, para valores menores a 1 hasta 0.7 el desempeño del controlador solo se ve afectado en un incremento del sobrepaso del sistema menor al 10%, según simulaciones teóricas del sistema de control.

Flujo sónico y subsónico

La relación entre la razón de flujo de masa de un gas a través de un orificio y la caída de presión no pueden expresarse mediante una sola ecuación debido a que hay dos tipos de condiciones en el flujo para los sistemas neumáticos, la sónica y la subsónica.

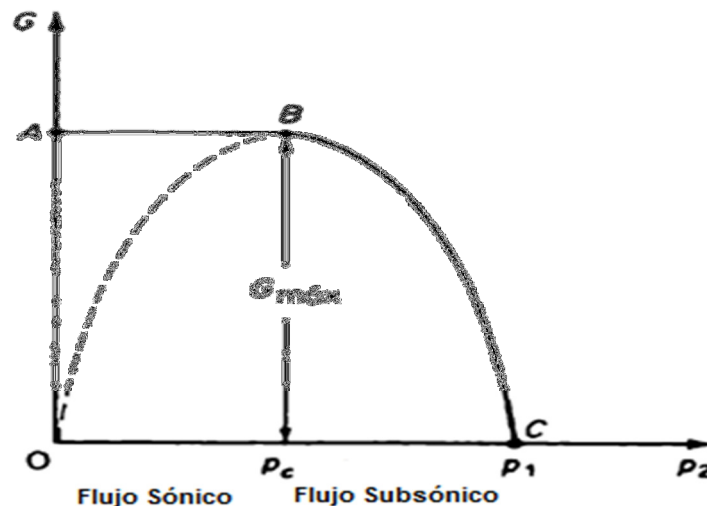


Figura 4.14. Grafica de la condición de flujo [14].

Podemos ver, en la Figura 4.14, que “ $G = q$ ” es la razón de flujo y “ $G_{\text{máx}} = q_{\text{máx}}$ ” es la razón de flujo máxima, donde P_c es la precisión crítica donde se separa un tipo de flujo del otro, es posible identificar el tipo de flujo en el sistema a partir de [14]:

Si $P_2 > 0.528P_1$ entonces el flujo es "Subsónico"

Si $P_2 \leq 0.528P_1$ entonces el flujo es "Sónico"

El tipo de flujo en el sistema presenta características “subsónicas”, esto implica que la expresión para determinar el flujo depende (como se puede ver en la Figura 4.14) tanto de “ P_1 ” como de “ P_2 ” (también puede ser vista como la presión dentro del elemento de ajuste), lo cual originaría un sistema variante en el tiempo ya que “ P_2 ” es una presión cambiante.

Sin embargo, suponiendo que se abre una válvula de un circuito neumático, la relación de presiones “ P_1/P_2 ” (donde “ P_1 ” y “ P_2 ” son presiones absolutas corriente arriba o corriente debajo de la válvula) inicialmente puede ser pequeña, de modo que el flujo de aire a través de la válvula se hace flujo sónico. La expresión del flujo cuando este es de tipo sónico depende de la presión “ P_1 ” y ya no de la presión “ P_2 ” (ya que ésta, como se puede ver en la Figura 4.14, es constante), además esta expresión proporciona el valor de “ $G_{\text{máx}}$ ” (razón de flujo máxima que puede haber en el sistema) según el valor “ A_0 ”, dejando únicamente como parámetro cambiante a “ A_0 ”.

Razón de flujo

La ecuación empleada para el cálculo del flujo cuando éste es de tipo subsónico es la siguiente [14]:

$$G = C * A_0 * \epsilon * \sqrt{\frac{2}{R_{\text{aire}} * T}} * \sqrt{P_2(P_1 - P_2)} \left[\frac{Kg}{seg} \right]$$

Nota: El uso de dicha fórmula se obtuvo de la referencia bibliográfica: OGATA, K. *Dinámica de Sistemas*. Prentice Hall, Primera edición, Naucalpan de Juárez, Edo. de México, México, 1987. 613p. página 259, la indagación sobre la deducción se deja a consideración del amable lector. Si consideramos que el flujo en el sistema neumático a controlar es de tipo sónico, entonces “ G ” es considerada como “ $G_{\text{máx}}$ ”, donde la razón de flujo de masa no es influenciada por la presión posterior del orificio “ P_2 ”, podemos llegar a su cálculo si decimos que:

$$P_2 = 0.528 * P_1 \quad \text{Condición de flujo sónico}$$

Entonces:

$$G_{m\acute{a}x} = 0.0835 * C * A0 * \epsilon * \frac{1}{\sqrt{T}} * \sqrt{(0.528 * P1) * (1 - 0.528) * P1} \left[\frac{Kg}{seg} \right]$$

$$G_{m\acute{a}x} = 0.0416 * C * A0 * \epsilon * \frac{P1}{\sqrt{T}} \left[\frac{Kg}{seg} \right]$$

dónde:

$A0$: Es el área proveniente del coeficiente de contracción [m^2].

C : Coeficiente de descarga.

$P1$: Presión absoluta a la entrada (antes de la contracción) [$\frac{N}{m^2}$].

$P2$: Presión absoluta a la salida (después de la contracción) [$\frac{N}{m^2}$].

T : Temperatura de operación [K].

$$R_{aire} = 287 \left[\frac{N * m}{Kg * K} \right]$$

donde ϵ es el factor de expansión del gas, dado por la siguiente expresión:

$$\epsilon = \sqrt{\left(\frac{k}{k-1}\right) * \left(\frac{1}{\frac{P1}{P2} - 1}\right) * \left(\frac{P1}{P2}\right)^{\frac{k-1}{k}} \left[\left(\frac{P1}{P2}\right)^{\frac{k-1}{k}} - 1\right]}$$

Con $P2 = 0.528 * P1$:

$$\epsilon = \sqrt{\left(\frac{k}{k-1}\right) * \left(\frac{1}{\frac{1}{0.528} - 1}\right) * \left(\frac{P1}{0.528 * P1}\right)^{\frac{k-1}{k}} \left[\left(\frac{P1}{0.528 * P1}\right)^{\frac{k-1}{k}} - 1\right]}$$

$$\epsilon = \sqrt{\left(\frac{k}{k-1}\right) * \left(\frac{1}{\frac{1}{0.528} - 1}\right) * \left(\frac{1}{0.528}\right)^{\frac{k-1}{k}} \left[\left(\frac{1}{0.528}\right)^{\frac{k-1}{k}} - 1\right]}$$

$$\epsilon = 0.97$$

dónde:

k : Exponente adiabático, para un gas perfecto $k = \frac{cp}{cv} = 1.4$.

de esta forma llegamos a la ecuación final:

$$G_{m\acute{a}x} = 0.0404 * C * A0 * \frac{P1}{\sqrt{T}} \left[\frac{Kg}{seg} \right]$$

Asignando los valores de los parámetros del sistema neumático a controlar:

$$C=1$$

$P1 = 120,656.772 \left[\frac{N}{m^2} \right]$ Presión de bombeo de la electrobomba.

$T = 289[K]$ Con una temperatura promedio en la Ciudad de México de 16 [°C] [41].

$$q = 286.74 * A0 \left[\frac{Kg}{seg} \right]$$

De esta forma se puede asignar una relación entre el área que genera la servoválvula para el paso de aire al elemento de ajuste y el caudal que entrar a él, de esta forma, se obtiene una función de transferencia.

$$Caq = 286.74 = \frac{q(S)}{A0(S)}$$

4.7. BATERÍA

La batería fue propuesta de polímero de litio, con un voltaje de 3.7 [V] a 6 [Ah], y un peso de 110 [g]. Se requiere de una fuente creada a base de un arreglo de estas baterías para abastecer al sistema de autoajuste por un periodo de tiempo que le permita al usuario realizar sus actividades de manera ininterrumpida, a lo largo del día.

Para determinar dicho arreglo, se realizó una tabla donde se anotó el valor de consumo máximo de cada uno de los componentes del sistema que necesitan energía eléctrica (Tabla 4.6).

Componente	Consumo máx. [mA]
Servoválvula (Servomotor)	250
Electrobomba Neumática	300
Circuito	60

Tabla 4.6. Consumo por componentes.

Servoválvula (Servomotor): Como ya se mencionó, la servoválvula opera a través de un servomotor, cuyo consumo de corriente máximo es de 250 [mA]. El consumo de energía del servomotor no es constante, solamente se lleva a cabo cuando éste aplica la acción de control en el sistema, es decir, cuando el sistema se encuentra en su presión de ajuste hay alteraciones en ella, el servomotor presenta un consumo mínimo aproximado a los 20 [mA], debido a que la servoválvula no tiene que entrar en operación.

Electrobomba Neumática: La electrobomba, al igual que la servoválvula, no consume energía de forma constante, es demandado solamente cuando un elemento de ajuste requiere del ingreso de aire.

Circuito: El circuito es el elemento que ejerce el control sobre todos los elementos eléctricos del sistema, su operación es constante y por ende su consumo energético también. En él se considera el consumo generado por todos los componentes eléctricos mostrados en el apéndice A10., con excepción de las servoválvulas y la electrobomba neumática.

En base a la Tabla 4.6 y considerando que en la configuración del sistema de autoajuste se emplean dos servoválvulas, el consumo máximo de todo el sistema es de 860 [mA], suponiendo que todos los elementos eléctricos del sistema estén en operación. Dicho comportamiento, no se espera que suceda durante todo el tiempo en que el usuario emplee el sistema.

Se pretende que el sistema garantice el funcionamiento necesario para cubrir una jornada de actividad del usuario. Por ello para encontrar la fuente de energía que permita esto a través de la batería antes mencionada, se estableció el valor de consumo máximo (de 860 [mA]) para obtener el arreglo de las baterías a emplear. El arreglo propuesto aporta un peso de 440 [g].

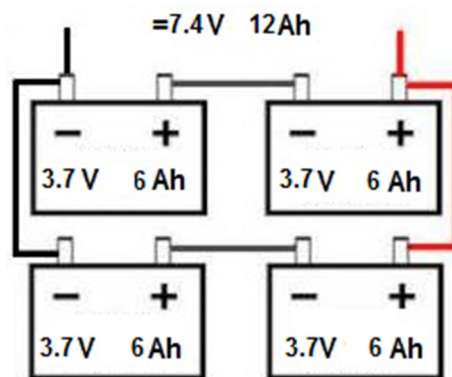


Figura 4.15. Configuración de la fuente de alimentación del sistema de autoajuste.

Esta configuración, proporciona un voltaje de 7.4 [V], necesario para la operación de todos los elementos del sistema y 12 [Ah], que garantiza una operación, en consumo máximo, de aproximadamente 14 horas, las cuales podrían cubrir la jornada de actividades de una persona.

$$\frac{12 [Ah]}{0.860 [A]} = 13.953 [h]$$

Si consideramos que el sistema de autoajuste no estará operando a su máximo consumo durante todo el tiempo de uso, el periodo de operación del sistema será más extenso, permitiendo cubrir un periodo mayor de uso, dejando las noches para la recarga de la batería. Si suponemos que una persona promedio duerme 6 horas al día, podríamos decir que el sistema cubre toda un día de operación.

4.8. CONTROL

El cálculo del controlador para el sistema de autoajuste está elaborado con datos aproximados y estimaciones, como es el caso del volumen en los elementos de ajuste, el cálculo del flujo de aire, entre otros. Por esta razón, el hecho de implementar un controlador en el sistema, está pensado con la intención de tener un control proporcional y que asegure llegar a la presión de ajuste deseada de la forma más exacta posible. Si bien el controlador no puede precisar tiempos, sí puede manejarlos de manera que no afecten los objetivos del sistema de autoajuste planteados en el capítulo uno. La razón por la que el controlador creado presenta estas características radica en que algunos parámetros en el sistema son variantes en el tiempo, lo que requeriría de un control para sistemas variantes en el tiempo (lo cual queda fuera de los alcances de este trabajo), así como del monitoreo de más variables, como el cambio de presiones de P1 y P2, la expansión del volumen en los elementos de ajuste, etc.

4.8.1. El controlador

Se implementó un controlador PI (control proporcional integral) para el sistema de autoajuste del socket protésico, dicho controlador fue seleccionado debido a que presenta características favorables para el sistema, como lo son facilitar la estabilidad y la regulación del sistema. Un control PID puede ser útil para el sistema, sin embargo, según los objetivos de control buscados, un control PI puede cubrirlos solwentemente, evitando en el controlador la presencia de posibles perturbaciones ocasionadas por la parte derivativa del control PID.

La ley de control en el dominio del tiempo para el controlador PI está definida por la siguiente expresión:

$$u(t) = kp * e(t) + ki * \int e(t)dt$$

dónde:

$u(t)$: Salida del controlador (en este caso posición angular (θ)).

$e(t)$: Error.

t : Tiempo.

ki : Coeficiente Integral.

kp : Coeficiente Proporcional.

Función de transferencia del controlador PI en el dominio de Laplace:

$$C(S) = \frac{kp * S + ki}{S}$$

4.8.2. Planteamiento del control

La estructura de control está integrada por la unión de las funciones de transferencia encontradas a lo largo de este capítulo, incluyendo la del controlador, como se muestra en la siguiente figura:

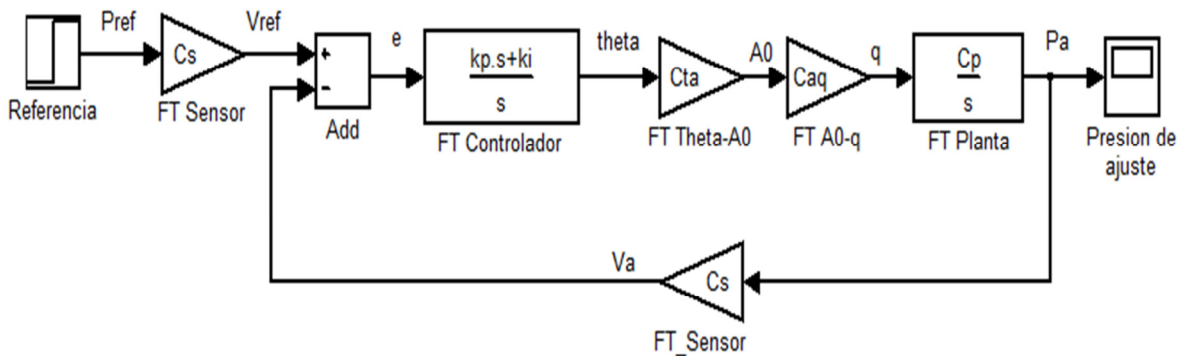


Figura 4.16. Esquema de control.

dónde:

Pref: Es la presión de referencia.

Vref: Es el voltaje de referencia.

E: Es el error entre el voltaje de referencia y el voltaje de ajuste ($e=Vref-Va$)

kp: Constante proporcional del controlador.

ki: Constante integral del controlador.

Theta: La salida del controlador (posición de la servoválvula).

A0: Área del flujo.

q: Flujo de aire.

Pa: Presión de ajuste.

Va: Voltaje de ajuste.

Cta: Constante entre la posición angular de la servoválvula y el área de caudal generada, $Cta = 1 \times 10^{-7}$.

Caq: Constante entre el área de caudal generada y el flujo, $Caq = 286.74$.

Cp: Constante de la planta, $Cp = 4.6030 \times 10^{-7}$.

Cs: Constante del sensor, $Cs = 0.0121$.

El esquema de control de la Figura 4.16 puede ser reducido mediante reducción de bloques de la forma que se muestra en la Figura 4.17, de esta manera se genera una nueva constante, "Ctp" (constante total de la planta), donde:

$$Ctp = Cta * Caq * Cp$$

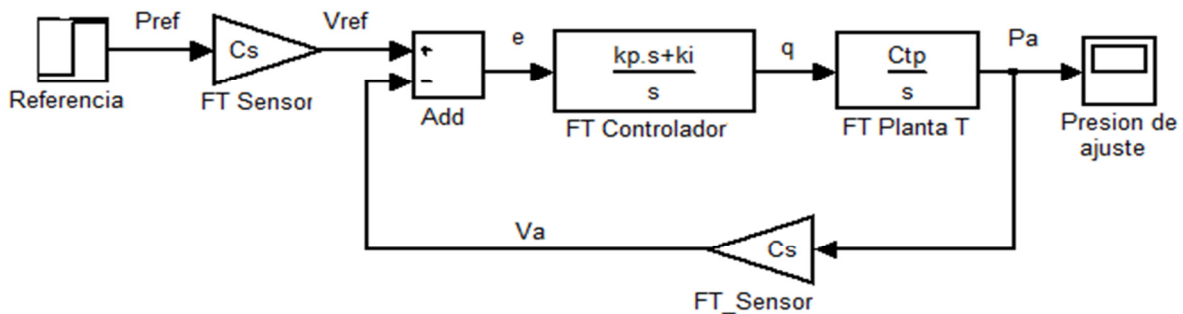


Figura 4.17. Esquema de control reducido.

4.8.3. Características del sistema

Para determinar la estabilidad del sistema se requiere de la reducción de bloques mínima, como se muestra en la Figura 4.18. También se revisará si se presenta un error en estado permanente en el sistema.

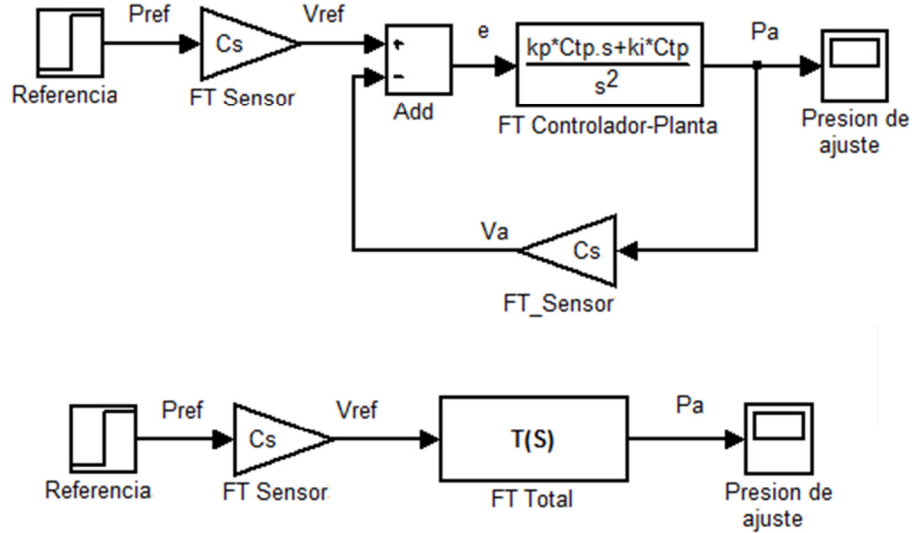


Figura 4.18. Esquema de control en reducción mínima.

dónde:

$$T(S) = \frac{kp * Ctp * S + ki * Ctp}{S^2 + (kp * Ctp * Cs) * S + (ki * Ctp * Cs)}$$

Paro lo tanto la ecuación característica (la que designa el comportamiento del sistema) es:

$$S^2 + (kp * Ctp * Cs) * S + (ki * Ctp * Cs) = 0$$

4.8.3.1. Estabilidad

Es necesario analizar la estabilidad del sistema, lograda a través del criterio de Newton. Dicho criterio, para sistemas de segundo orden, es suficiente.

Criterio de estabilidad de Newton: Si todos los coeficientes de la ecuación característica tienen el mismo signo, entonces el sistema puede ser estable. Si algunos coeficientes tienen signos distintos entonces se puede asegurar que el sistema es inestable.

Ecuación característica:

$$S^2 + (kp * Ctp * Cs) * S + (ki * Ctp * Cs) = 0$$

entonces debe de ser que:

$$\begin{aligned} kp * Ctp * Cs > 0 & \rightarrow kp > 0 \\ ki * Ctp * Cs > 0 & \rightarrow ki > 0 \end{aligned}$$

4.8.3.2. Error en estado permanente

Para calcular el error en estado permanente del sistema, es necesario obtener su función de transferencia de lazo abierto (FTLA), generada del producto de la función de transferencia de “FT Controlador-Planta” con la función de transferencia del “FT_Sensor”, las cuales se muestran en la Figura 4.18. Posteriormente se determina el tipo de FTLA para compararla con la Tabla 4.7, que ayudará a determinar el error en estado permanente que presentará el sistema.

Tipo entrada	Escalón	Rampa	Parabolica
Tipo FTLA			
0	Cte.	∞	∞
1	0	Cte.	∞
2	0	0	Cte.
3	0	0	0

Tabla 4.7. Error en estado estable según tipo de entrada y función de transferencia de lazo abierto.

La función de transferencia de lazo abierto (FTLA) del sistema es:

$$CP(S) = \frac{kp * Ctp * Cs * S + ki * Ctp * Cs}{S^2}$$

Según el denominador podemos ver que dicha función de transferencia es de tipo dos, donde la única forma de que su error fuera diferente de cero es que la entrada al sistema sea de tipo parabólica, situación que no ocurre. Por ello se puede asegurar que el sistema no presentará un error en estado permanente.

4.8.4. Valores del controlador

Los principales objetivos que se buscan en el controlador son:

- Estabilidad.
- Regulación (no presentar error en estado permanente).
- Regulación a diferentes valores (que permita ajustar a diversos grados con precisión).
- Desempeño (tener un tiempo de asentamiento rápido, es decir, que pueda ajustar y reajustar el muñón en el menor tiempo posible).

La regulación y la estabilidad fueron vistas con anterioridad y serán corroboradas posteriormente (al igual que el Regulación a diferentes valores) durante las simulaciones del sistema.

4.8.4.1. Desempeño

En lo referente al desempeño, éste fue determinado con la ayuda del software de control asociado a MATLAB, con él se puede simular la respuesta del sistema, así como encontrar el lugar geométrico de las raíces del sistema (Root Locus).

Con la herramienta “rtool” de MATLAB se puede encontrar el lugar geométrico de las raíces del sistema a partir de las funciones de transferencia de la planta reducida (“FT Planta T”) y del sensor (“FT_Sensor”) mostradas en la Figura 4.17. Esto permitirá ubicar los “polos” y “zeros” del controlador y probar su comportamiento en el sistema mediante la simulación de este en “Simulink” (también herramienta de MATLAB), para de esta manera determinar el controlador que genere un desempeño satisfactorio.

Criterios de las pruebas:

Conociendo que la ecuación característica del sistema es la que determina el desempeño del mismo (mediante la asignación de sus raíces), podemos emplearla para definir ciertos criterios para iniciar las pruebas y encaminarlas al objetivo.

$$S^2 + (kp * Ctp * Cs) * S + (ki * Ctp * Cs) = 0$$

La ecuación característica tiene dos raíces también llamadas polos, si se desea (como es el caso de este sistema) que el sistema tenga una respuesta sobreamortiguada deben ser reales y negativos.

Ayudado también por el criterio de polos dominantes, se sabe que el polo que se encuentre más pegado al eje imaginario en el diagrama de “Root Locus” (o que tenga menor magnitud y sea real negativo) es el que puede definir el tiempo de asentamiento del sistema (y lo puede hacer más rápido), siempre y cuando el otro polo este lo suficientemente alejado del primero en contrasentido del eje imaginario (o que tenga mayor magnitud significativamente del primero y sea real negativo).

Por ello se define el polo dominante para establecer un tiempo de asentamiento de un segundo y el polo restante lo colocaremos con ayuda de la herramienta “rtool” de MATLAB de tal manera que se llegue al desempeño del sistema deseado. Dicho polo puede definirse con ayuda de la siguiente expresión, la cual indica que la parte real del polo de lazo cerrado se puede conseguir asignando un tiempo de asentamiento “ts”.

$$\text{Re}\{P_{lc}\} = \frac{5}{ts}$$

Por lo tanto: $\text{Para } ts = 1 \text{ [seg]}; \quad \text{Re}\{P_{lc}\} = \frac{5}{1} \quad \rightarrow \quad P_{lc1} = -5$

Se realizaron diferentes pruebas cambiando de magnitud tanto el “zero” que aporta el controlador al sistema, así como su ganancia para encontrar el desempeño más aceptable que se apegará a los requerimientos buscados (es decir, el que lograra alcanzar el nivel de ajuste en el menor tiempo posible), con

ayuda de las herramientas de MATLAB “rltool” y “Simulink”. De esta manera se estableció el controlador que satisface a las necesidades planteadas, gracias a la generación y análisis del lugar geométrico de las raíces el cual se presenta a continuación.

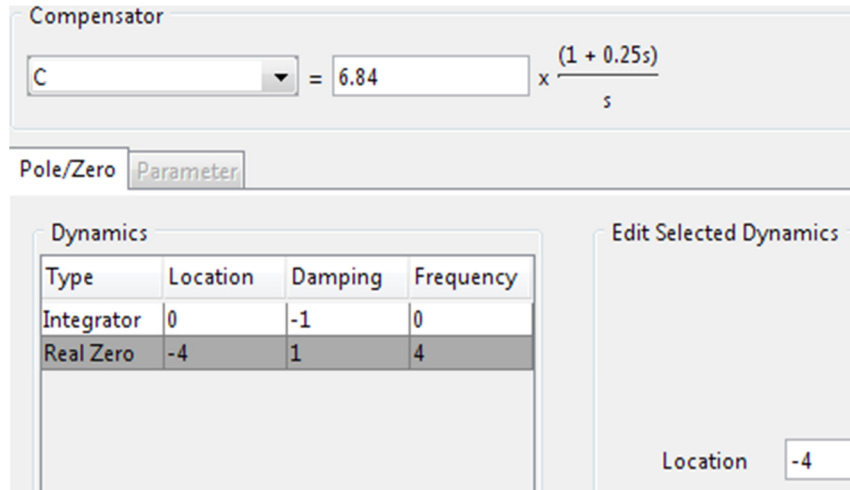


Figura 4.19. Obtención del controlador (herramienta “rltool”).

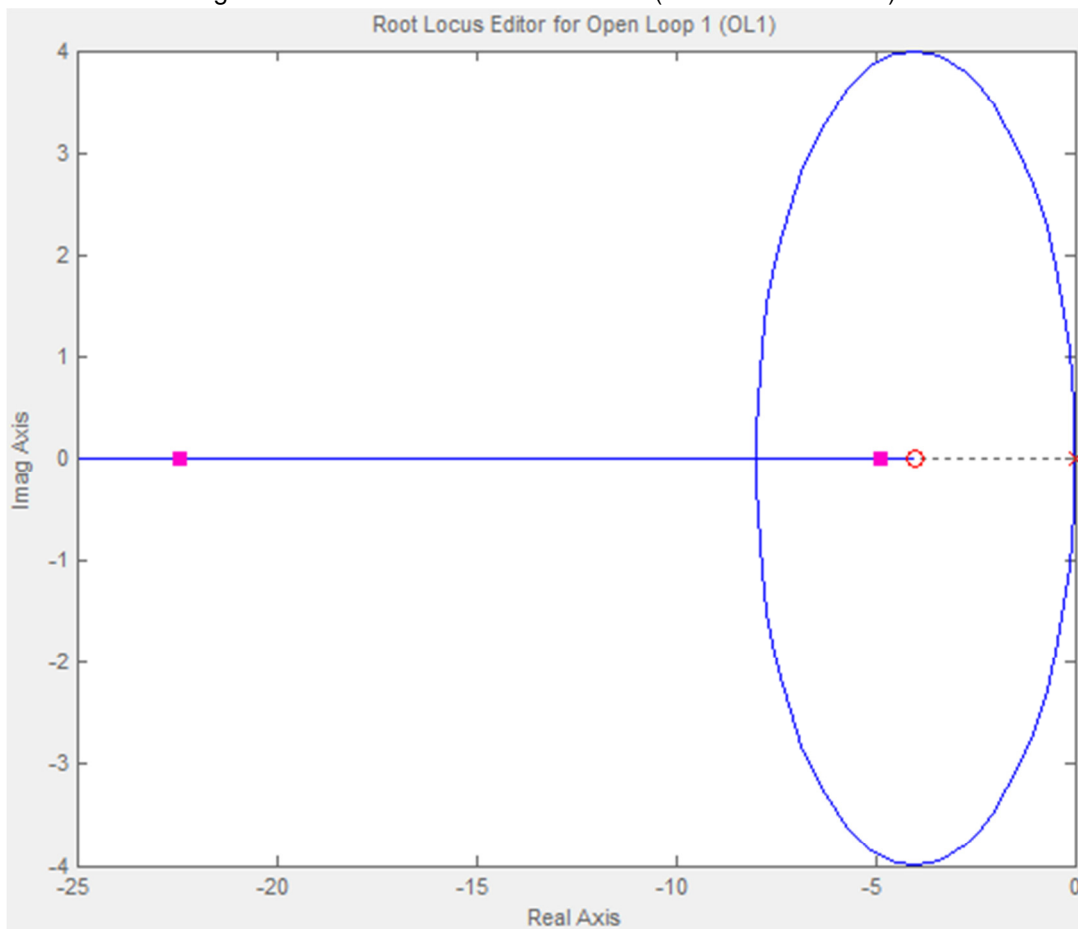


Figura 4.20. Lugar geométrico de las raíces del sistema (herramienta “rltool”).

Como se puede ver en el diagrama de la Figura 4.20., los polos de lazo cerrado del sistema (que determinan su comportamiento), marcados con un cuadro (Figura 4.20), son reales negativos y el polo dominante, ubicado cercano al valor de menos cinco (criterio de prueba), se encuentra considerablemente alejado del otro polo (ubicado alrededor del valor de menos veintitrés).

En lo referente a los valores del controlador PI, obtenidos con la herramienta "rltool" (Figura 4.19), según los requerimientos y criterios fijados. Éstos se lograron fijando, dentro del programa, el integrador (polo en cero), y el zero en el valor de menos cuatro, para después encontrar una ganancia (valor de "C" mostrado en la Figura 4.19., $C = 6.84$) que cumpliera con los criterios buscados.

De esta forma se obtiene función de transferencia del controlador:

$$C(S) = \frac{(6.84)(0.25 * S + 1)}{S}$$

que al realizar el producto queda como:

$$C(S) = \frac{1.71 * S + 6.84}{S}$$

Conociendo que la función de transferencia del controlador PI es de la forma:

$$C(S) = \frac{k_p * S + k_i}{S}$$

Los valores de las constantes proporcional (k_p) e integral (k_i) del controlador son:

$$k_p = 1.71 \quad y \quad k_i = 6.84$$

Volviendo a la expresión característica del sistema en lazo cerrado.

Sabemos que:

$$S^2 + (k_p * C_{tp} * C_s) * S + (k_i * C_{tp} * C_s) = 0$$

Por lo tanto, sustituyendo los valores ya encontrados anteriormente, dicha expresión queda de la forma:

$$S^2 + 27.3125 * S + 106.2138 = 0$$

Así podemos saber que los polos del sistema en lazo cerrado (raíces de la ecuación característica del sistema) se encuentran (como se muestra en el “Root Locus”, Figura 4.20) en:

$$Plc1 = -4.69 \quad \text{y} \quad Plc2 = -22.61$$

Para obtener la simulación de la respuesta del sistema con el controlador obtenido se elaboró en diagrama de control con la herramienta “Simulink” (Figura 4.17), el cual es retomado a continuación en la siguiente figura:

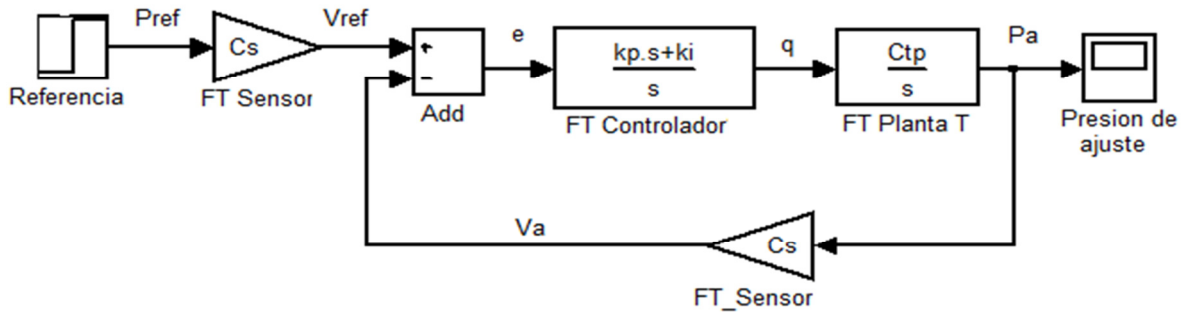


Figura 4.17. Esquema de control reducido.

El esquema de control mostrado permite saber la respuesta del sistema (bloque de “Presión de ajuste”) con el controlador obtenido, al fijar una presión de referencia (bloque de “Referencia”), la cual tiene el valor de 80 [mmHg] equivalente a 10.67 [kPa] los cuales pertenecen a la presión de ajuste recomendada en la sección 4.2.1.

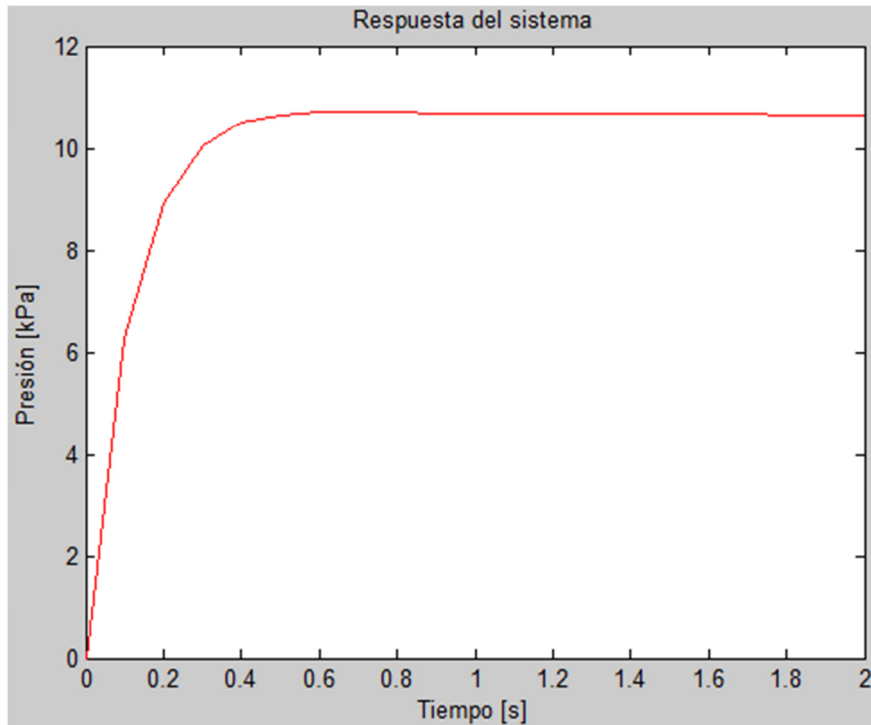


Figura 4.21. Respuesta del sistema.

La Figura 4.21. muestra la respuesta del sistema, indicando que el sistema, al recibir una presión de referencia, tardará un tiempo corto (aproximadamente de un segundo) para alcanzar dicha presión. Existe un ligero sobrepaso, casi imperceptible en la respuesta del sistema, de alrededor del 0.5%. Dicho sobrepaso se puede apreciar en el hecho de que en la gráfica se observa que la repuesta del sistema llega a la presión de referencia en un tiempo aproximado de 0.5 [seg.], sin embargo logra su asentamiento en uno (valor de la presión de referencia) después de que ha transcurrido alrededor de 1 [seg.]. De lo anterior se puede concluir que con el controlador obtenido se desarrolló un sistema de control de repuesta rápida.

4.8.4.2. Estabilidad y Regulación

Al observar la Figura 4.21., podemos corroborar que el sistema es estable con una respuesta sobreamortiguada, con un error en estado permanente igual a cero, es decir, la presión de ajuste llega a su valor deseado.

4.8.4.3. Regulación a diferentes valores

Para comprobar la regulación a diferentes valores del sistema, en lugar de introducir una referencia tipo escalón unitario (bloque "Referencia" de la Figura 4.17), como se hizo anteriormente, se introducirá en la simulación del sistema una referencia variante tipo sinodal para confirmar que la respuesta del sistema sigue a la señal de referencia. Figura 4.22.

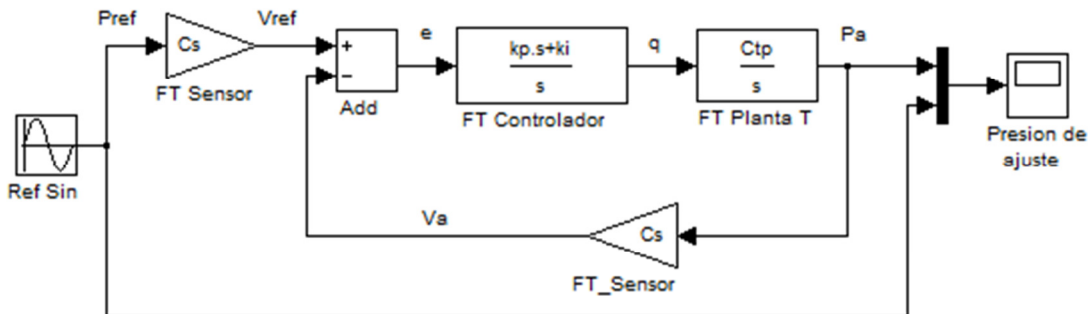


Figura 4.22. Simulación del sistema con referencia sinodal.

La nueva referencia sinodal "Ref Sin" mostrada en la Figura 4.22 tiene una amplitud de 5.34 [kPa] con una frecuencia de 1 [rad/seg], para simular una variación en la presión de ajuste de cero a la presión recomendada de 10.67 [kPa], la señal es de baja frecuencia para simular la variación del usuario al nivel de ajuste.

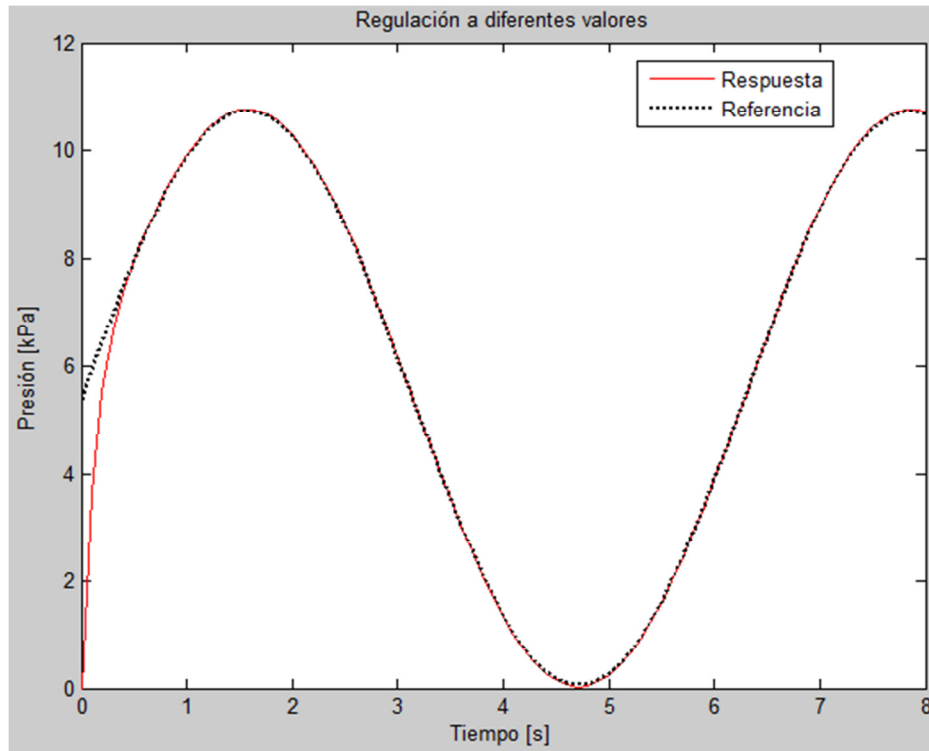


Figura 4.23. Regulación a diferentes valores.

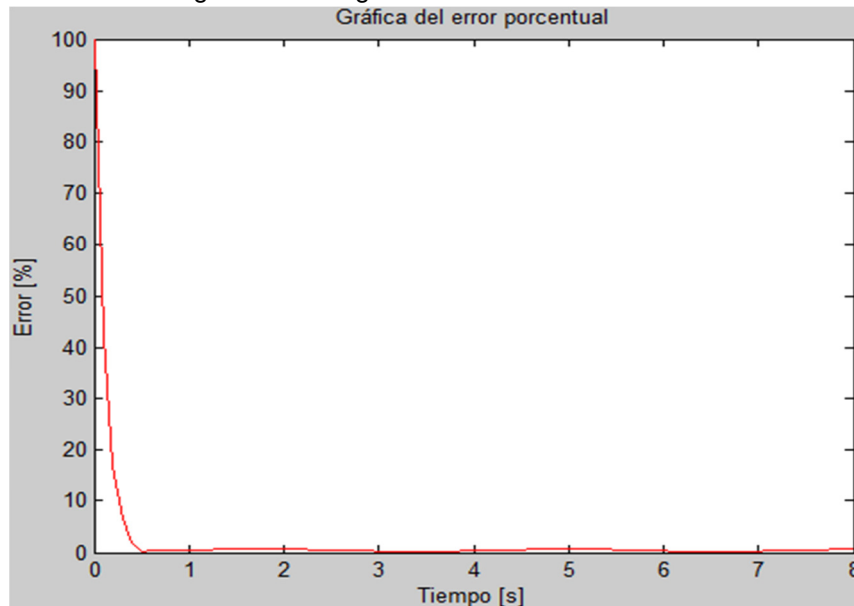


Figura 4.24. Gráfica del error porcentual.

Como podemos ver en la Figura 4.23 la respuesta del sistema (marcada con color claro) sigue a la referencia fijada (marcada con color fuerte) con un ligero retraso propio del desempeño del sistema indicado por el controlador. Esto nos indica que el sistema presenta una regulación a diferentes valores mostrándonos que la respuesta de éste es hacer que la presión en el elemento de ajuste alcance (o siga) siempre a la presión de referencia, que es fijada por el usuario con ayuda de los componentes de manipulación.

4.9. CIRCUITO DE CONTROL

El circuito de control (Apéndice A10.) fue diseñado con la herramienta “Ares” del programa “Proteus” en su forma impresa, este cuenta con dimensiones de tres por tres pulgadas y está estructurado como se muestra a continuación, Figura 4.24.

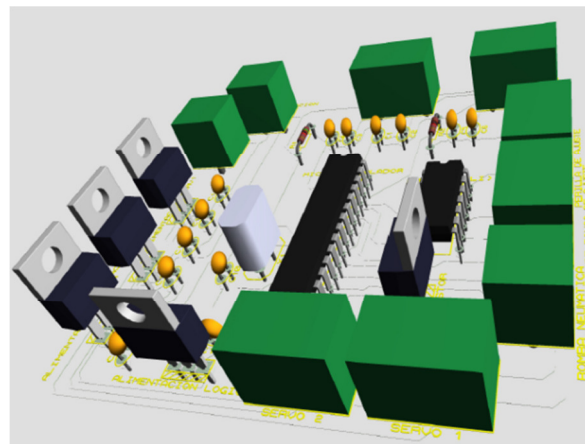
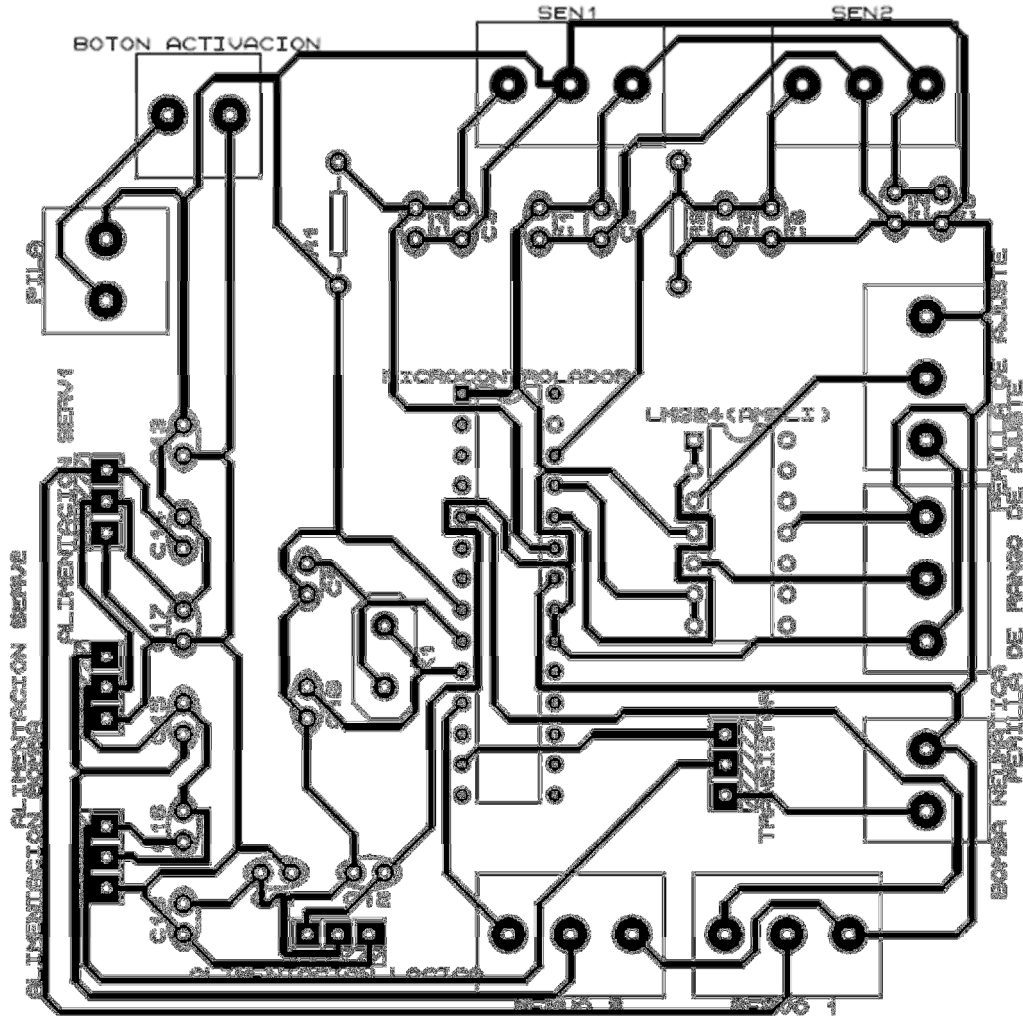


Figura 4.25. Circuito de control impreso.

4.10. IMPLEMENTACIÓN DEL CONTROL

A continuación se expondrá la forma en que el controlador fue implementado en el sistema de autoajuste, para ello es necesario que el controlador diseñado sea integrado al microcontrolador para que de esta manera (con ayuda del circuito de control) pueda operar el sistema.

El controlador fue programado en un microcontrolador ATMEGA328P sobre la plataforma de “Arduino” como se muestra a continuación.

4.10.1. Discretización del controlador

El control calculado en la sección 4.8. fue manejado en tiempo continuo hasta el momento, debido a las características del componente electrónico (microcontrolador) que solo le permiten operar en entorno discreto, se requiere de una versión del controlador en tiempo discreto que le permita (mediante la programación del controlador) su operación dentro del componente electrónico.

Sabemos que la ley de control del controlador PI es:

$$u(t) = k_p * e(t) + k_i * \int e(t)dt$$

Y que está integrada por una parte proporcional y otra integral como se muestra en la Figura 4.24

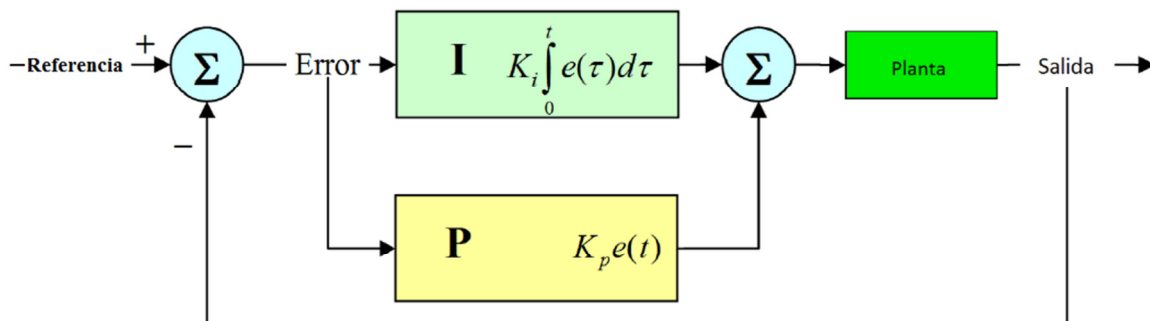


Figura 4.26. Parte proporcional e integrar del controlador PI.

La Figura 4.26. hace referencia al controlador en tiempo continuo e indica que la parte proporcional de éste tiene, como su nombre lo indica, un comportamiento de proporcionalidad con el error, mientras que la parte integral una acumulativa, de tal manera que especificando periodos de tiempo discretos “dt = 0.001 [s]” (determinado en base a pruebas en el sistema, el tiempo de muestreo del

microcontrolador y la constante de tiempo del sistema) podemos definir un controlador discreto si consideramos que:

- La parte Proporcional es:

$$k_p * (\text{error actual})$$

- La parte Integral es:

$$k_i * (\text{error integral})$$

dónde en la programación:

$$\text{error integral} = \text{error integral} + (\text{error actual} * dt)$$

De tal forma, el controlador en tiempo discreto queda definido de la siguiente manera:

$$u(d) = k_p * (\text{error actual}) + k_i * (\text{error integral})$$

Lo anterior se plasma de una forma más práctica en el código de programación del controlador (apéndice A8).

4.10.2. Descripción del programa

El programa que permite el funcionamiento del sistema de autoajuste esta implementado sobre la plataforma de Arduino en un microcontrolador ATMEGA328P, posibilitando la emisión de señales digitales y de PWM que permiten el control de todos los elementos que hacen posible el manejo de los elementos de ajuste para lograr un autoajuste en el socket protésico.

El programa realiza las siguientes funciones:

- Adquirir señales: El programa requiere de la obtención de las señales que empleará para desarrollar sus funciones, dichas señales captadas son las de los sensores de presión conectados a los elementos de ajuste y las de los mandos de ajuste (perilla de grado de ajuste y perilla de rango de ajuste). Estas señales son obtenidas a través del convertidor analógico digital que se encuentra integrado en el microcontrolador, el cual es de 10 bits de resolución los cuales permiten una buena lectura de dichas señales.
- Llevar a cabo la acción de control: Una vez obtenidas las señales, estas son introducidas en el controlador, calculado y discretizado para introducirlo en el programa. El control se encarga de proporcionar una acción de control

con base en los datos adquiridos por los sensores de presión, perillas de ajuste y rango. Es decir, el controlador determina la entrada o salida de aire de los elementos de ajuste para lograr una presión de ajuste definida en todo momento y situación.

Cabe resaltar que la acción de control está delimitada por la lectura del rango de ajuste, ya que ésta no será enviada por el microcontrolador al actuador hasta que se excedan los rangos delimitados por el usuario, estas condiciones se encuentran programadas en el microcontrolador.

- Emisión de señales de control: Una vez que el controlador genera señales de control, son enviadas a los actuadores del sistema (servoválvulas) a través de las salidas de PWM del microcontrolador, las cuales son de 8 bits. Estas señales permiten la apertura, cierre, regulación de caudal de aire y direccionamiento del mismo cuando son enviadas a la servoválvula. Existe una señal más que es puramente digital, la cual permite la activación o desactivación de la electrobomba neumática, esta señal no es delimitada por el controlador en sí, sino por las condiciones de las señales adquiridas del sensor de presión y de la perilla de rango de ajuste analizadas en el código del programa. Esta señal es enviada por una señal digital que sale del microcontrolador en uno de sus pines digitales.

Nota: El código comentado se encuentra en el apéndice A8.

Capítulo 5. DISCUSIÓN DE RESULTADOS

Durante este capítulo se expondrán las conclusiones del trabajo elaborado para el “Sistema de Autoajuste para Prótesis de Miembro Inferior”, dichas conclusiones fueron obtenidas con base en el trabajo presentado en capítulos anteriores y en pruebas elaboradas al modelo funcional. Además se hablará sobre las propuestas para el trabajo a futuro de dicho sistema. Discusión de resultados

5.1. MODELO FUNCIONAL

Se elaboró un modelo funcional con la intención de comprobar el funcionamiento del sistema de autoajuste, dicho modelo fue creado con los componentes descritos en el capítulo tres, con excepción de las baterías. Se elaboraron pruebas de funcionamiento con el objetivo de asegurar que dicho sistema cumple con los requerimientos planteados en el capítulo dos y los objetivos de control:

- El seguimiento: Esto indica que el sistema será capaz ajustarse (el muñón del paciente al socket) a la presión asignada por el usuario, gracias a los componentes de manipulación. Lo hará a pesar de las variaciones de volumen en el muñón.
- La regulación: Indica que el sistema permitirá al elemento de ajuste llegar a la presión de sujeción indicada.

Durante la realización de las pruebas para medir, y de esta manera corroborar que la presión de ajuste sea la indicada, se colocó (a manera de simulación del muñón de un paciente) un brazalete de baumanómetro. Este brazalete, al ser inflado sin ejercer ningún tipo de presión interna sobre él, permite medir la presión de ajuste, una vez que los elementos de ajuste hayan llegado a la presión de sujeción indicada por el usuario a través del sistema. Lo anterior se muestra en la Figura 5.2, en la cual se observa el modelo funcional con el baumanómetro, que permite medir la presión de ajuste.

En la siguiente sección se presentarán las pruebas elaboradas al modelo funcional con su respectiva descripción.



Figura 5.1. Modelo funcional del sistema de autoajuste a nivel transfemoral.

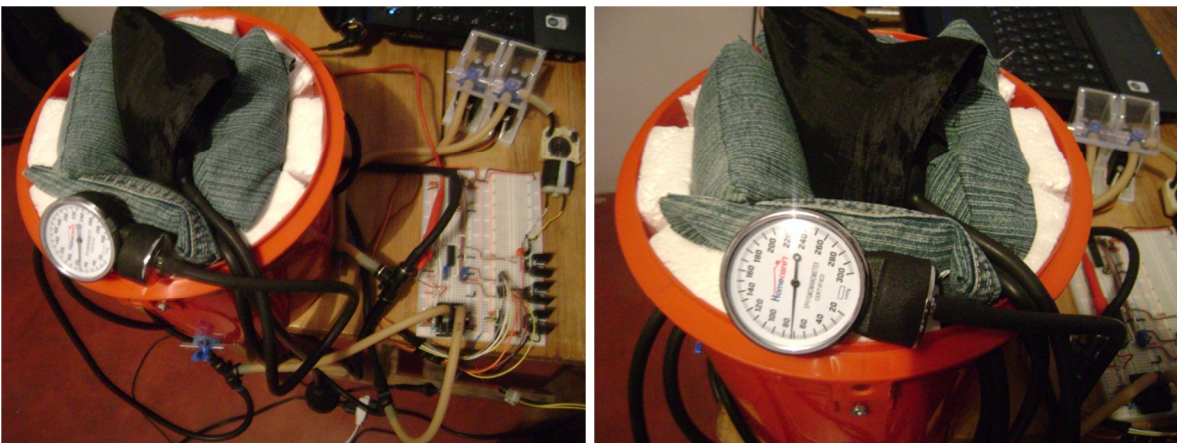


Figura 5.2 Pruebas al modelo funcional del sistema de autoajuste a nivel transfemoral.

5.1.1. Pruebas del modelo funcional del sistema de autoajuste

Se elaboraron diferentes pruebas, las cuales se describirán a continuación:

- Prueba 1: La primera prueba consistió en validar que los elementos de ajuste ejercen la presión de ajuste indicada por el usuario. En esta prueba se introdujo el brazalete del baumanómetro y se dio inicio al sistema de autoajuste, no sin antes establecer una presión de ajuste deseada (con la perilla del grado de ajuste), de esta manera se pudo corroborar (midiendo la presión con el manómetro del baumanómetro) que los elementos de ajuste cumplían su función ejerciendo la presión de ajuste indicada en el sistema por el usuario con un error casi imperceptible.

A continuación se muestra la respuesta medida del sistema en el modelo funcional, la cual es el tiempo que tarda el elemento de ajuste en alcanzar la presión de referencia. En ella podemos ver el mismo comportamiento que el de la simulación del sistema (Figura 4.21) pero con un tiempo de asentamiento mayor. La presión de referencia fijada para dicha prueba fue de 10.66 [kPa] equivalentes a los 80 [mmHg], que son la presión recomendada en la sección 4.2.1.

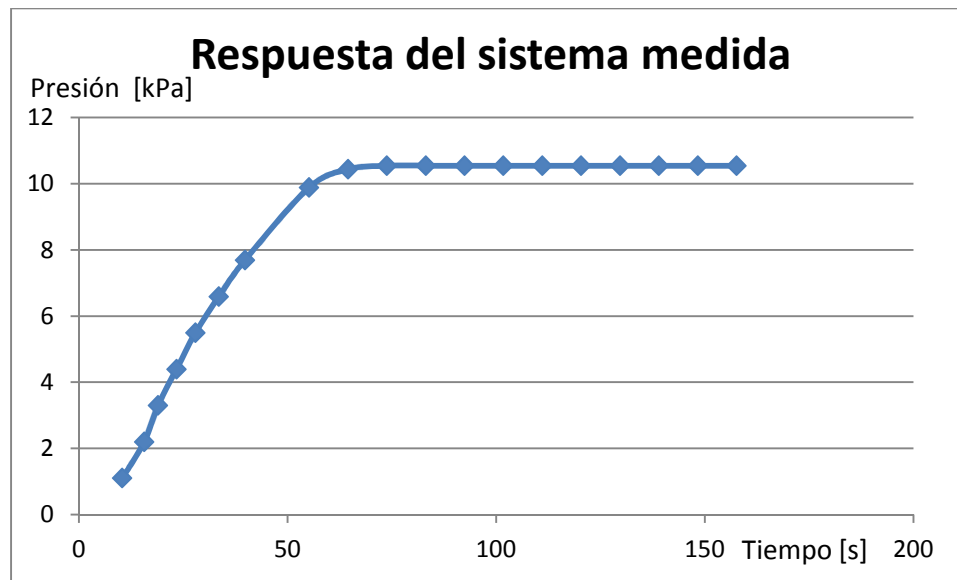


Figura 5.3 Respuesta del sistema medida en el modelo funcional.

Así se pudo concluir que el sistema de autoajuste presenta una regulación en términos de control, así como también un error en estado permanente nulo. Con esto se posibilita el cumplimiento de los requerimientos establecidos con anterioridad, como la capacidad del ajuste por talla,

acoplamiento a cualquier tipo de muñón, posibilidad de sujeción cómoda, firme y segura, entre otros mencionados en el capítulo dos.

- Prueba 2: La segunda prueba consistió en variar la presión de ajuste (con la perilla de grado de ajuste) una vez que el sistema haya llegado a la presión de ajuste establecida desde un inicio, una vez introducido el brazalete del baumanómetro (instrumento de medición) dentro del socket protésico. Esta prueba hace posible determinar (con ayuda de la medición de presión tomada por el manómetro del baumanómetro) si la presión ejercida por los elementos de ajuste, sigue la presión establecida por el usuario, aunque la incremente o decremente de manera constante.

En términos de control, esta prueba logra concluir que el sistema presenta un seguimiento de la referencia (presión de ajuste, fijada por la perilla de ajuste), por otro lado, esta prueba demuestra que el sistema cumple con los requerimientos de manipulación fácil y continua, que le proporcionan al usuario una mayor comodidad.

- Prueba 3: La tercera prueba consistió en el análisis de la respuesta del sistema de autoajuste al incremento o decremento de volumen del muñón del paciente, para ello se introdujo, dentro del sistema, el brazalete del baumanómetro inflado a manera de que ocupara cierto volumen para que el sistema ajustara automáticamente, posteriormente se le introdujo y extrajo aire al brazalete para incrementar y decrementar su volumen (que en este caso se supone del muñón) y poder validar que el sistema hace las compensaciones automáticas pertinentes para lograr el ajuste deseado por el usuario, a pesar de las variaciones volumétricas del muñón.

Esta prueba permite conocer si el sistema consigue, de manera adecuada, la entrada o salida de aire necesaria hacia los elementos de ajuste para alcanzar que la presión de ajuste sea la indicada, a pesar del cambio volumétrico en el muñón del paciente. Dicho cambio es detectado por el sistema como una variación de presión en el ajuste, entonces, el sistema entra en acción tratando de compensarla hasta llegar a la presión de ajuste deseada. De esta manera se permite analizar el funcionamiento del controlador y demostrar el cumplimiento de necesidades planteadas durante el capítulo dos, como el acoplamiento a cualquier tipo de muñón, elección del socket según la talla del paciente y evitar su reemplazo.

- Prueba 4: La cuarta prueba es referente a todo el funcionamiento del sistema, desde la correcta operación de los componentes de manipulación, hasta el análisis de la facilidad para quitarse el socket. En esta prueba se

analizó el funcionamiento de la perilla de rango de ajuste, así como su operación en el sistema al momento de entrar en acción. Esto se logró midiendo, con ayuda del brazaletes y manómetro del baumanómetro, que las presiones umbral para recalibrar el ajuste, sean alcanzadas correctamente antes de que el sistema corrija el ajuste.

Se analizó y probó el funcionamiento del sistema tanto en su forma manual como automática, inclusive, la manera en que éstos pueden ser alternados. También se analizó y probó la forma de introducir y retirar el socket protésico del muñón del paciente, (descrito en el capítulo tres, sección 3.2.) efectuándose de manera sencilla y rápida.


Esta prueba permite analizar y asegurar el cumplimiento de requerimientos como el fácil ensamble y desensamble del socket (que el socket esté compuesto de elementos de fácil desmontaje, a su vez, permite un mantenimiento sencillo) y contar con elementos de manipulación que sean de fácil manejo y que permitan un control del sistema de manera continua.

5.2. CONCLUSIONES

El objetivo de este trabajo fue crear un sistema que proporcione un ajuste automático al socket protésico para usuarios de prótesis de miembro inferior a nivel transfemoral, dicho ajuste se proporciona de manera cómoda, previniendo lesiones y sin importar las características fisiológicas del muñón.

Para ello, se presentó una propuesta de sistema de autoajuste que basado en un sistema de control permite al socket adaptarse al muñón del usuario, manual y automáticamente, y de esta manera cumplir con el objetivo planteado.

Durante este trabajo se recorrieron diferentes etapas del diseño en las que se obtuvieron los siguientes alcances:

-  Diseño conceptual: Durante el diseño conceptual, una vez establecido el problema a solucionar y entendidos los antecedentes de personas amputadas de extremidad inferior, se logró establecer los requerimientos y funciones que debe cubrir el sistema de autoajuste para satisfacer la necesidades del usuario.

Se realizaron propuestas conceptuales que permitieran dar solvencia a las funciones que debe cubrir el sistema de autoajuste, que fueron presentadas con pros y contras. Las propuestas para cada función en sus diferentes combinaciones, formaron opciones de solución para la creación del sistema de autoajuste, valoradas y analizadas por medio de una carta morfológica, que hizo posible la obtención de una matriz de decisión, para finalmente

obtener la configuración más idónea para la creación del sistema de autoajuste.

- 🏰 Diseño de configuración: En esta etapa definieron los componentes del sistema de autoajuste, así como se describieron en funcionamiento y características, dichos componentes ayudarán a cubrir las necesidades del sistema.

Definidos los componentes del sistema se hizo posible determinar su modo de operación y funcionamiento, tanto en el área de hardware como de software, permitiendo definir un diagrama de bloque que describe el funcionamiento del sistema en su conjunto, así como dibujos de su estructura física en CAD.

- 🏰 Diseño de detalle: Se plantearon las especificaciones del sistema de autoajuste, ensambles de configuración y listado de componentes. Así mismo, se obtuvo toda la información necesaria para el cálculo del controlador, como funciones de transferencia, consideraciones de operación, definición de la planta, etc. El controlador se obtuvo con ayuda de herramientas de cómputo que facilitaron su cálculo y permitieron simulaciones, para después conseguir la implementación del controlador en un microcontrolador (programación).

Gracias a la realización de estas etapas fue posible fabricar un modelo funcional con el que se pudo validar que el sistema cumpliera con los requerimientos planteados, funcionara de manera correcta y como se esperaba. Para ello se elaboraron las pruebas descritas y comentadas en la sección 5.1.1. Estas pruebas permiten concluir que el sistema de autoajuste para socket protésico a nivel transfemoral, cubre con el objetivo de brindar un ajuste automático que dé solución a los diversos tipos de problemas que se presentan en el muñón del usuario durante el uso de una prótesis, como lo son, el cambio de volumen, lesiones, incomodidad, entre otros.

Una parte importante para el desarrollo del sistema de autoajuste es el controlador, se obtuvo un controlador PI para sistemas invariantes en el tiempo, solventando las necesidades del sistema de manera eficaz, sin embargo, no se descarta que el uso de otro tipo de controles en el sistema (como es el caso de un control adaptativo, control difuso e inclusive el uso de redes neuronales) puedan dar

buenos resultados siguiendo las condiciones y características del sistema de autoajuste planteadas en este trabajo.

Durante la elaboración del sistema de autoajuste no se contó con un elemento de ajuste (sujetador) de manera física, que este definido para el socket autoajustable, y con el que se pudieran realizar pruebas de funcionamiento, en el modelo funcional. Por esta razón, se optó por utilizar un elemento que cumpliera la función del sujetador, y con ello hacer posible la obtención de un modelo matemático que permitiera el desarrollo del controlador. De cualquier forma, el cambio del elemento de ajuste implica el cambio de una constante del sistema, la capacitancia, pudiendo esta ser redefinida para poder llevar a cabo el cálculo de un nuevo controlador, siguiendo los parámetros establecidos.

Haciendo referencia al párrafo anterior, se considera conveniente que, una vez fabricado el diseño final de la planta del sistema de control (elemento de ajuste), se estudie la creación de pruebas que permitan generar un modelo matemático que describa sus condiciones de operación con una mayor precisión. Ya que, como se hizo saber anteriormente, el modelo matemático empleado en este trabajo se determinó con consideraciones ya antes descritas, y en base a la teoría que existe para contenedores neumáticos rígidos (principalmente pistones neumáticos), cuyos volúmenes son constantes durante su operación y por ende su capacitancia neumática es fija. Estas consideraciones fueron indispensables debido a que la planta (elemento de ajuste) es de un material plástico que puede sufrir de variaciones en su capacitancia al no tener un volumen fijo cuando es sometida a presiones de operación elevadas para el material del elemento (alrededor de 25 [kPa]), esto sin contar los efectos del desgaste. Es por ello que se sugiere el estudio de un método que ayude a determinar la capacitancia neumática de contenedores plásticos, de las características requeridas para el sistema de autoajuste.

En lo referente al sistema en general, se puede concluir que gracias a las características del sistema de autoajuste para socket protésico a nivel tranfemoral, y a las pruebas realizadas al modelo funcional (que aseguran su funcionamiento), el usuario podrá (a reserva de lo que digan las pruebas en pacientes) acoplarse de manera sencilla a su prótesis, sin importar los problemas que comúnmente presentan los usuarios amputados, como lo son las variaciones en la dimensión o forma de su muñón, que más tarde pueden llegar a originar complicaciones de otras índoles. Además, el hecho de que los elementos de sujeción puedan ser inflados y desinflados, ya sea por acción del sistema o por el propio usuario, favorece la circulación de la sangre en el muñón. Esto puede ser de gran utilidad para usuarios con enfermedades como el sobrepeso y la diabetes.

Con el uso de este sistema, se pretende que el usuario realice sus actividades diarias sin que el socket protésico le ocasione molestias, comunes en sockets protésicos convencionales que son elaborados a la medida del usuario con materiales rígidos.

Los sockets protésicos convencionales son elaborados de manera casi artesanal sobre medida del muñón del usuario de prótesis, esto implica que con la presencia de hinchazón y demás situaciones similares, se pierda el ajuste idóneo entre socket protésico y muñón. Con la creación del sistema de autoajuste este tipo de problemas pueden ser superados de forma eficiente, proporcionándole al socket autoajutable una ventaja importante sobre los demás sockets en un aspecto importante, que tiene que ver con el tiempo de operación en condiciones óptimas de ajuste.

Ahora, con la implementación de este sistema de autoajuste, se le brindará al socket un tiempo de vida útil mucho mayor para el usuario, esto no solo implica una ventaja en el aspecto económico para el portador de prótesis, sino también en la manufactura de las mismas, pues ahora se abre la posibilidad de que la elaboración del socket pueda adquirir un método de fabricación industrializado, donde no se requiera de las medidas específicas del muñón y solo se asigne el tipo de socket por la talla del mismo.

De esta manera se puede generar una reducción en el costo de las prótesis para amputación transfemoral, que llegan a ser elevados, además, se podría obtener una reducción de tiempos y procedimientos de producción. Una ventaja adicional es que el sistema de autoajuste fue desarrollado con elementos que pueden ser fácilmente desensamblados e intercambiables, proporcionando un fácil mantenimiento del sistema, así como el reemplazo de componentes que lleguen a presentar falla.

Otro punto favorable del sistema consiste en que el usuario cuenta con una herramienta que no solo le permite llevar a cabo sus actividades diarias de manera cómoda y segura, sino que también le posibilita interactuar con ella, personalizarla y ajustarla a sus necesidades, definiendo la presión de ajuste que mejor le acomode con el rango de tolerancia al reajuste que le convenga, así como definiendo también el modo de operación que puede ser alternado entre manual y automático. Esto le proporciona a usuarios que apenas inician en el uso de una prótesis, un acoplamiento de manera más rápida y sencilla a su nuevo estilo de vida. Labor que se dificulta a muchos usuarios que por primera vez requieren del uso de sockets protésicos convencionales.

El sistema de autoajuste para socket protésico a nivel transfemoral presentado hasta su modelo funcional aporta grandes ventajas (ya mencionadas) a los usuarios de una prótesis, así, se considera que es una opción importante para los usuarios de prótesis a nivel transfemoral y que debe estar a su alcance. Por esto se necesita la realización de pruebas en pacientes que valide el diseño de este sistema para que posteriormente se pueda crear un proceso de manufactura que le permita industrializarse y perfeccionarse en características como lo son el peso y el espacio que ocupa el sistema dentro del socket protésico.

5.3. TRABAJO A FUTURO

Se plantea como trabajo a futuro la realización de los siguientes puntos:

- La fabricación de un prototipo de socket autoajustable que cuente con el sistema de autoajuste planteado en este trabajo, para poder llevar a cabo pruebas en pacientes que permitan validar el diseño de dicho sistema.
- Establecer la ubicación final de los componentes del sistema dentro del socket autoajustable.
- Mejorar en cuanto a dimensiones y peso componentes del sistema de autoajuste como lo son baterías y servoválvulas, cumpliendo con las características planteadas en este trabajo. De esta manera se beneficiará al sistema de autoajuste proporcionándole un menor peso y volumen dentro del socket protésico.
- Realizar un estudio de factibilidad de producción y costo del sistema de autoajuste.

APÉNDICE

A1.

TABLA

Tabla de ventajas y desventajas de las soluciones obtenidas de la carta morfológica.

ALTERNATIVA	VENTAJAS	DESVENTAJAS
<u>Opción 1</u> -Control PID -Sensor en cada elemento ajuste -Suministro de aire No.1 -Elementos de sujeción con función individual	- El controlador permite un comportamiento predictivo en cada uno de los elementos de sujeción - Permite ajuste y la marcha cómoda y sin defectos - Sum. de aire de poco peso	- El sistema depende de la eficiencia del controlador, varía según el diseño y las condiciones de operación -Mayor consumo de energía eléctrica
<u>Opción 2</u> -Control PID -Sensor en cada elemento ajuste -Suministro de aire No.5 -Elementos de sujeción con función individual	- El controlador permite un comportamiento predictivo en los elementos de sujeción. - Permite ajuste y la marcha cómoda.	- El sistema depende de la eficiencia del controlador - Mayor consumo de energía eléctrica - Quizá dificultad en marcha
<u>Opción 3</u> -Control PID -Sensor en cada par de elementos ajuste -Suministro de aire No.1 -Elementos de sujeción con función en pares	- El controlador permite un comportamiento predictivo - Menor número de sensores - Permite el ajuste - Sum. de aire continuo y de poco peso	- El sistema depende de la eficiencia del controlador - Se podrían generar posiciones incómodas (muñón) - Dificultades durante la marcha
<u>Opción 4</u> -Control PID -Sensor en cada par de elementos ajuste -Suministro de aire No.5 -Elementos de sujeción con función en pares	- El controlador permite un comportamiento predictivo - Menor número de sensores - Permite el ajuste	- El sistema depende de la eficiencia del controlador - Se podrían generar posiciones incómodas (muñón)
<u>Opción 5</u> -Control PID -Un sensor por todos los elementos ajuste -Suministro de aire No.1 -Elementos de sujeción con función como si fuera uno	- El controlador permite un comportamiento predictivo - Menor peso en el sistema - Permite ajuste - Sum. de aire continuo y de poco peso -Menor consumo de energía	- El sistema depende de la eficiencia del controlador - Se descuidan zonas del muñón - Dificultades durante la marcha
<u>Opción 6</u> -Control PID -Un sensor por todos los elementos ajuste -Suministro de aire No.5 -Elementos de sujeción con función como si fuera uno	- El controlador permite un comportamiento predictivo - Menor peso en el sistema - Permite ajuste	- El sistema depende de la eficiencia del controlador - Se descuidan zonas del muñón - Dificultades durante la marcha
<u>Opción 7</u> -Control PI -Sensor en cada elemento ajuste -Suministro de aire No.1 -Elementos de sujeción con función individual	- El control permite eliminar el error en edo. permanente - Permite ajuste y la marcha cómoda y sin defectos - Sum. de aire de poco peso - Cada elemento de sujeción cuida el muñón	- El controlador presenta menor desempeño -Mayor consumo de energía eléctrica

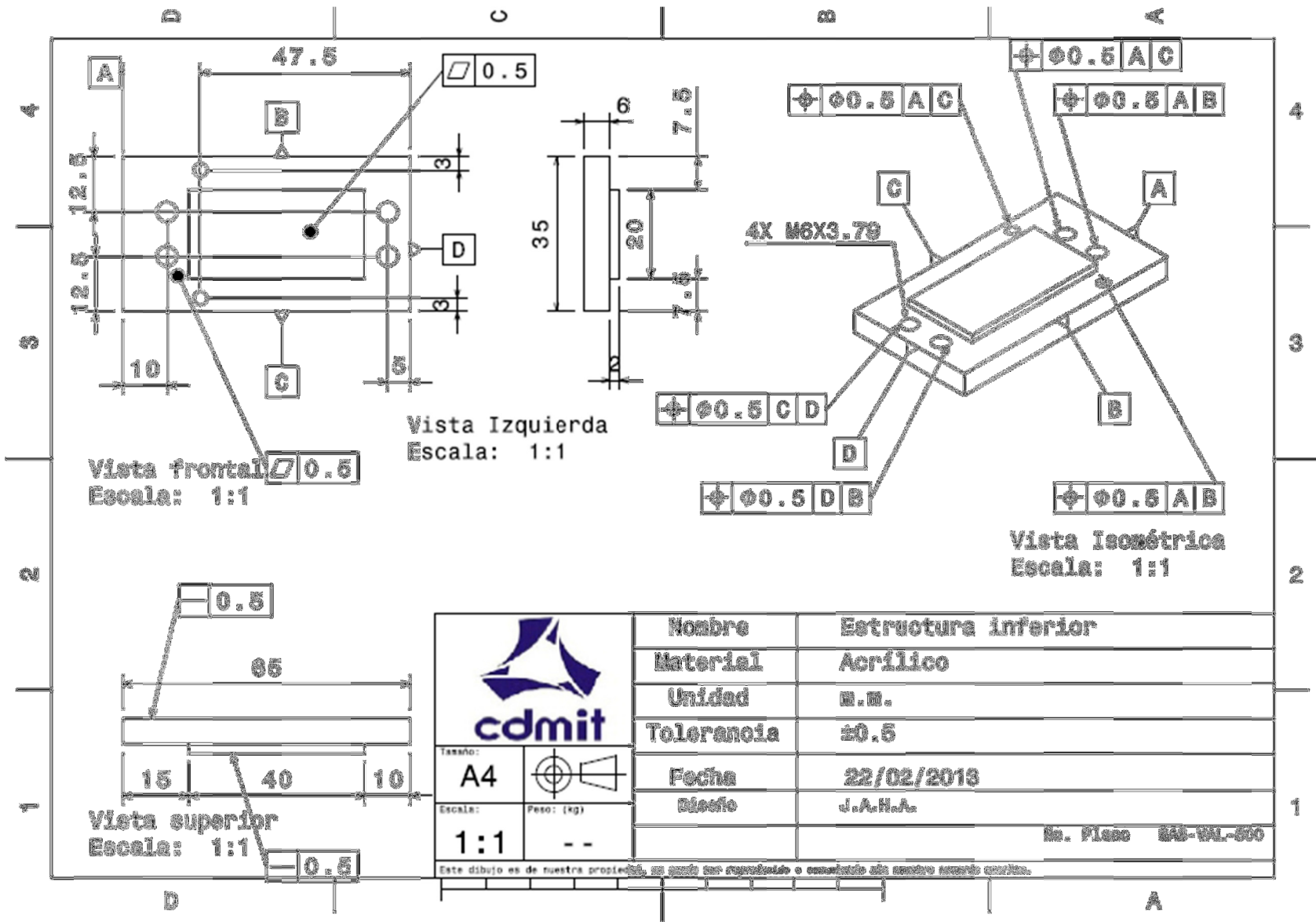
ALTERNATIVA	VENTAJAS	DESVENTAJAS
<u>Opción 8</u> -Control PI -Sensor en cada elemento ajuste -Suministro de aire No.5 -Elementos de sujeción con función individual	- El control permite eliminar el error en edo. permanente - Permite ajuste y la marcha cómoda - Cada elemento de sujeción cuida el muñón	- El controlador presenta menor desempeño -Mayor consumo de energía eléctrica - Quizá dificultad en marcha
<u>Opción 9</u> -Control PI -Sensor en cada par de elementos ajuste -Suministro de aire No.1 -Elementos de sujeción con función en pares	- El control permite eliminar el error en edo. permanente - Menor número de sensores - Permite el ajuste - Sum. de aire de poco peso -Menor consumo eléctrico	- El controlador presenta menor desempeño - Se podrían generar posiciones incómodas (muñón) - Dificultades durante la marcha
<u>Opción 10</u> -Control PI -Sensor en cada par de elementos ajuste -Suministro de aire No.5 -Elementos de sujeción con función en pares	- El control permite eliminar el error en edo. permanente - Menor número de sensores - Permite el ajuste -Suministro de aire sencillo	- El controlador presenta menor desempeño - Se podrían generar posiciones incómodas (muñón)
<u>Opción 11</u> -Control PI -Un sensor por todos los elementos ajuste -Suministro de aire No.1 -Elementos de sujeción con función como si fuera uno	- El control permite eliminar el error en edo. permanente - Menor peso en el sistema - Permite ajuste - Sum. de aire continuo y de poco peso -Menor consumo de energía	- El controlador presenta menor desempeño - Se descuidan zonas del muñón - Dificultades durante la marcha
<u>Opción 12</u> -Control PI -Un sensor por todos los elementos ajuste -Suministro de aire No.5 -Elementos de sujeción con función como si fuera uno	- El control permite eliminar el error en edo. permanente - Menor peso en el sistema - Permite ajuste	- El controlador presenta menor desempeño - Se descuidan zonas del muñón - Dificultades durante la marcha
<u>Opción 13</u> -Control ON-OFF -Sensor en cada elemento ajuste -Suministro de aire No.1 -Elementos de sujeción con función individual	- Control simple de fácil implementación - Permite ajuste y marcha cómoda y sin defectos - Sum. de aire de poco peso - Rápida respuesta	- Control sin manejo del desempeño -Mayor consumo de energía eléctrica
<u>Opción 14</u> -Control ON-OFF -Sensor en cada elemento ajuste -Suministro de aire No.5 -Elementos de sujeción con función individual	- Control simple de fácil implementación - Permite ajuste y marcha cómoda y sin defectos - Rápida respuesta	- Control sin manejo del desempeño -Mayor consumo de energía eléctrica - Quizá dificultad en marcha

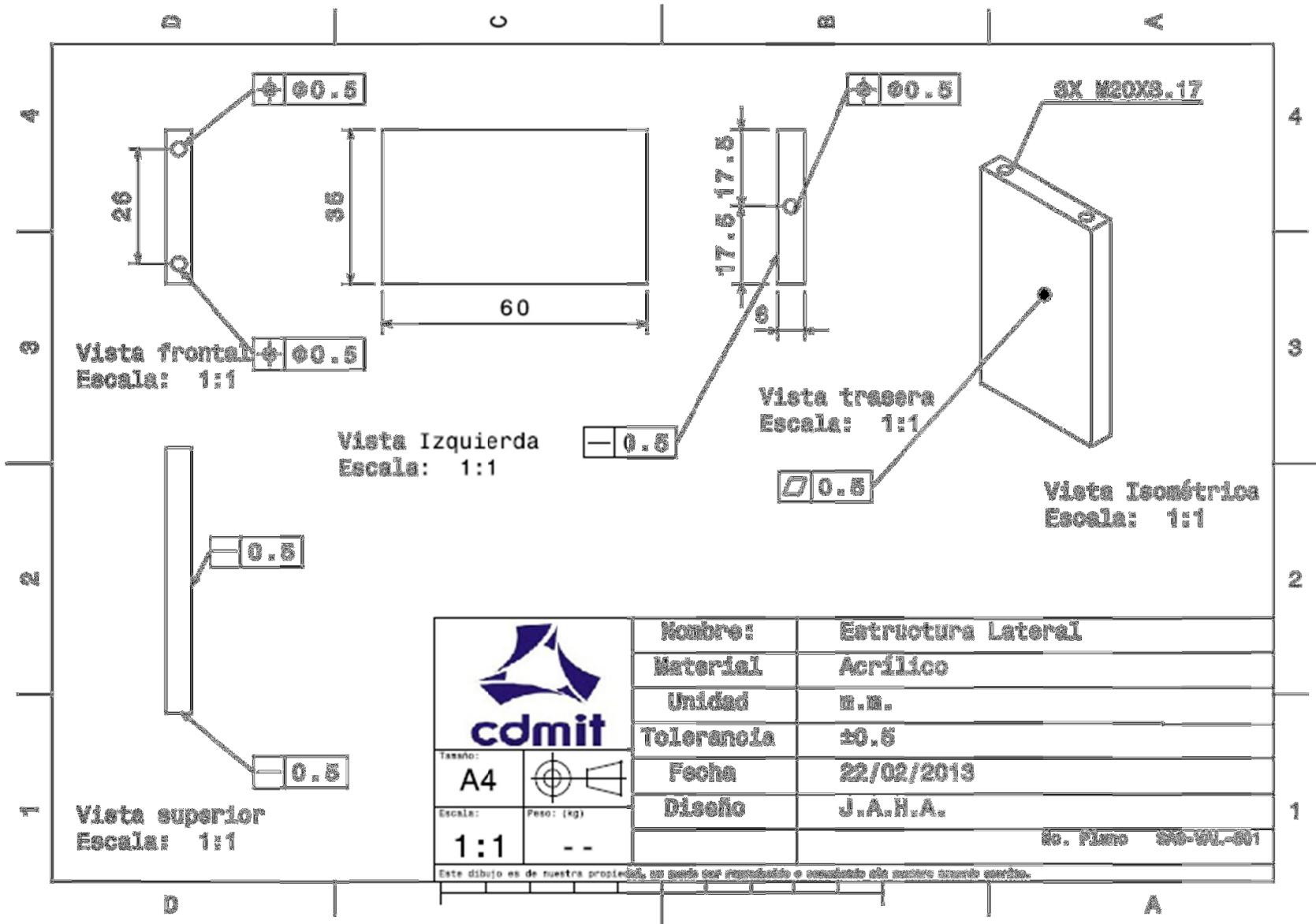
ALTERNATIVA	VENTAJAS	DESVENTAJAS
Opción 15 -Control ON-OFF -Sensor en cada par de elementos ajuste -Suministro de aire No.1 -Elementos de sujeción con función en pares	- Control simple de fácil implementación - Permite ajuste - Rápida respuesta -Menor gasto energético - Sum. de aire de poco peso	- Control sin manejo del desempeño - Posiciones incómodas del muñón dentro del socket - Dificultades durante la marcha
Opción 16 -Control ON-OFF -Sensor en cada par de elementos ajuste -Suministro de aire No.5 -Elementos de sujeción con función en pares	- Control simple de fácil implementación - Permite ajuste - Rápida respuesta	- Control sin manejo del desempeño - Posiciones incómodas del muñón dentro del socket - Dificultades durante la marcha
Opción 17 -Control ON-OFF -Un sensor por todos los elementos ajuste -Suministro de aire No.1 -Elementos de sujeción con función como si fuera uno	- Control simple de fácil implementación - Menor peso en el sistema - Permite ajuste - Sum. de poco peso - Rápida respuesta -Menor consumo de energía	- Control sin manejo del desempeño - Se descuidan zonas del muñón - Dificultades durante la marcha
Opción 18 -Control ON-OFF -Un sensor por todos los elementos ajuste -Suministro de aire No.5 -Elementos de sujeción con función como si fuera uno	- Control simple de fácil implementación - Menor peso en el sistema - Permite ajuste - Rápida respuesta	- Control sin manejo del desempeño - Se descuidan zonas del muñón - Dificultades durante la marcha

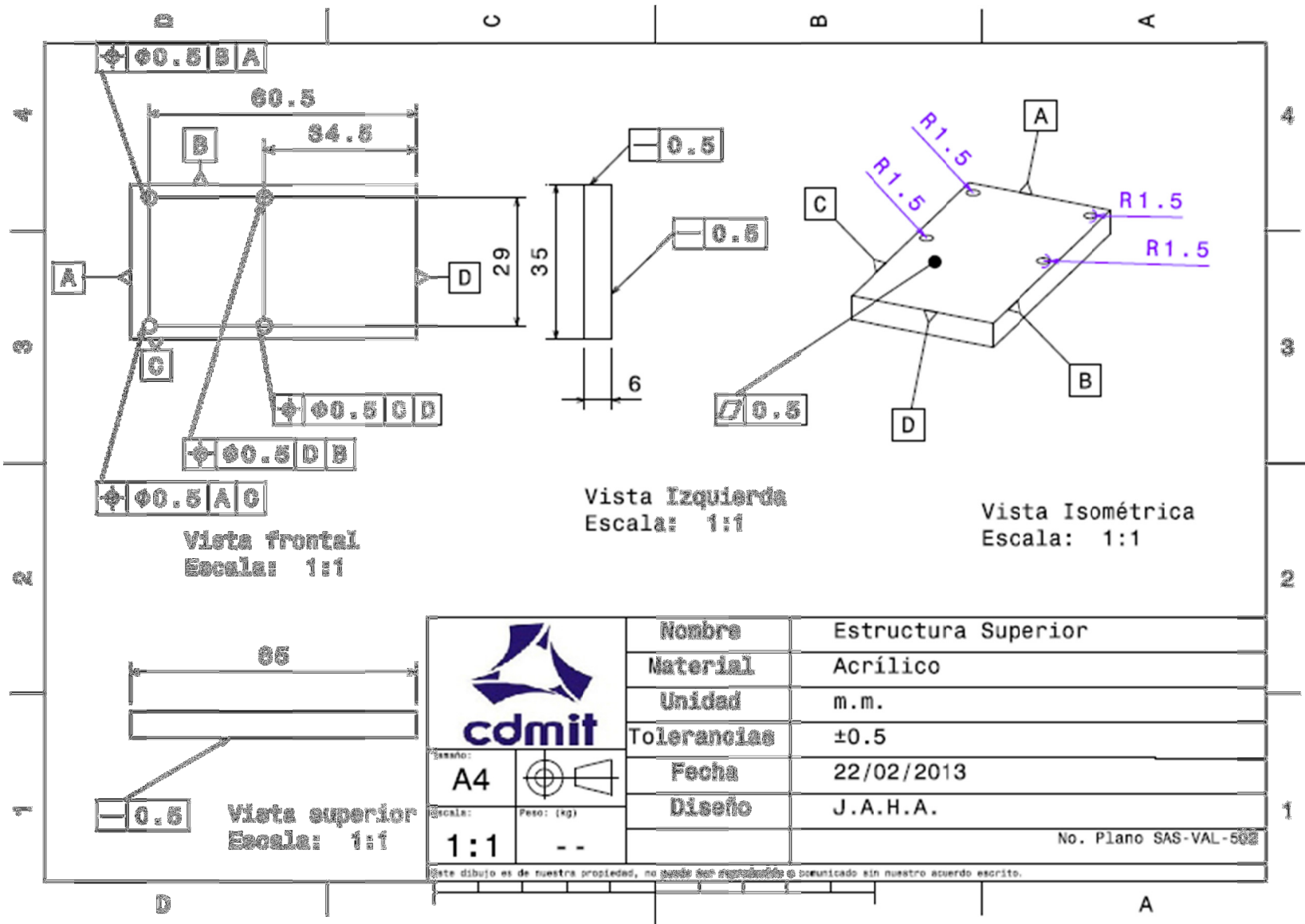
A2.


PLANOS DE SERVOVÁLVULA

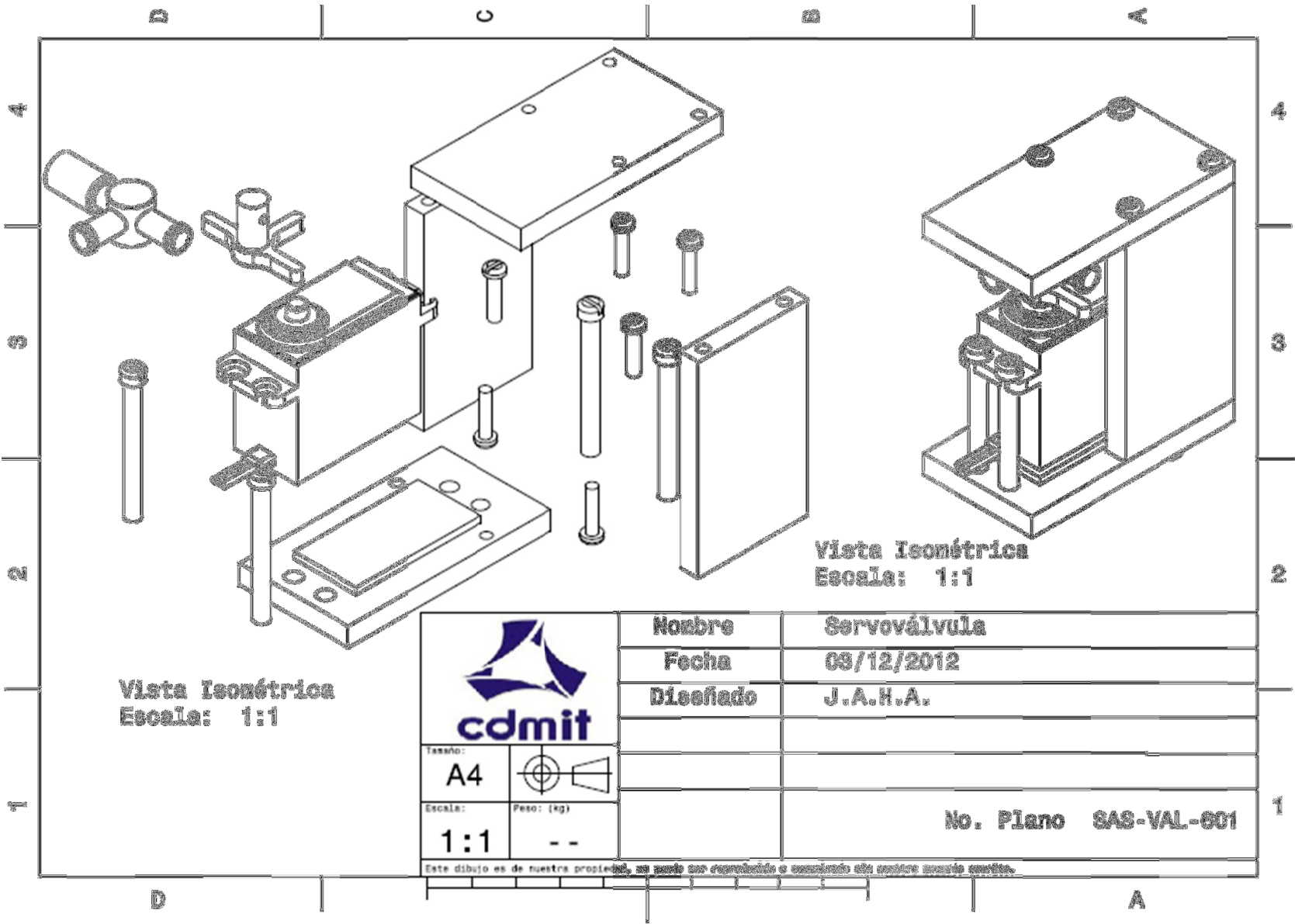
Planos de la servoválvula implementada en este trabajo.

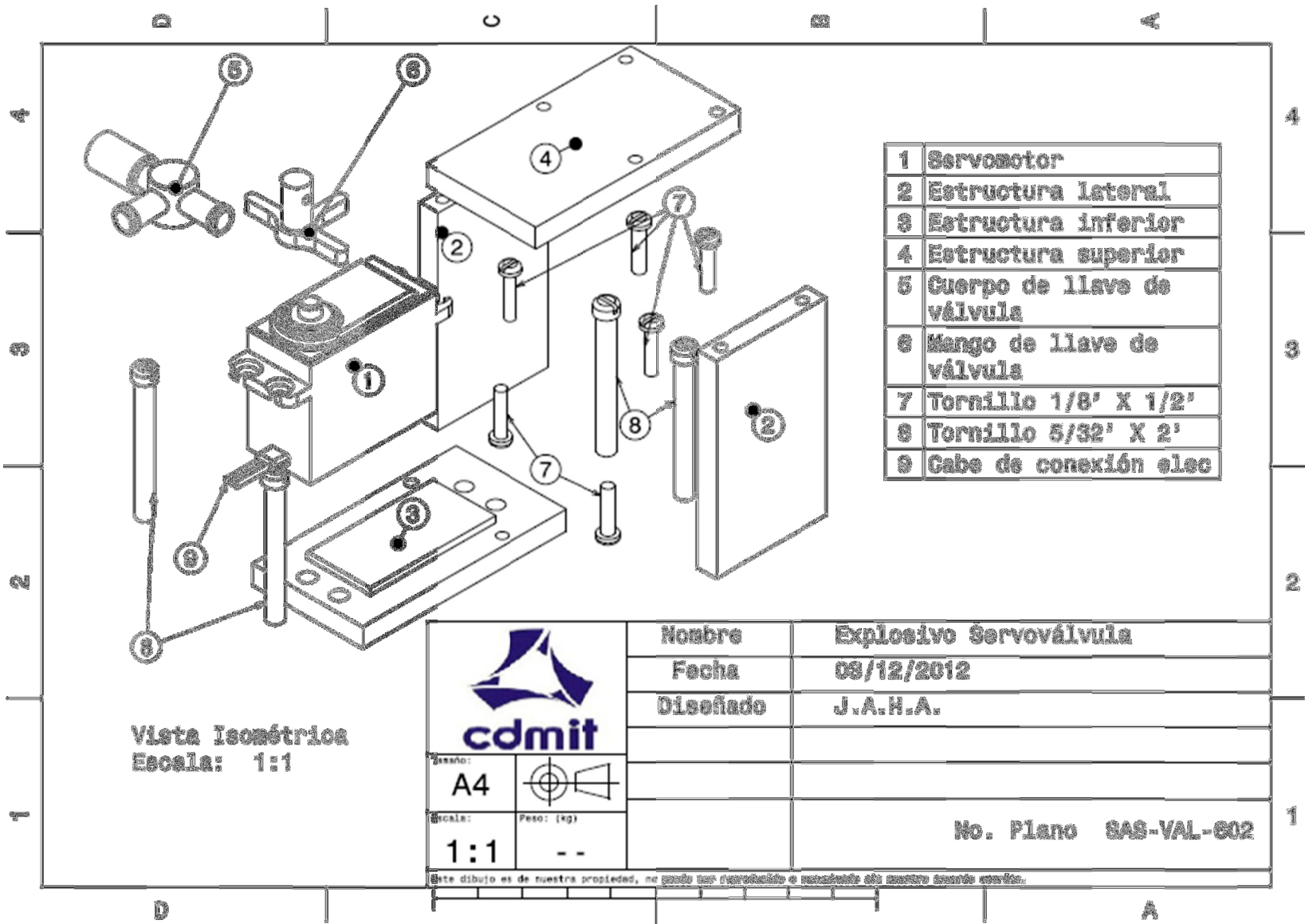


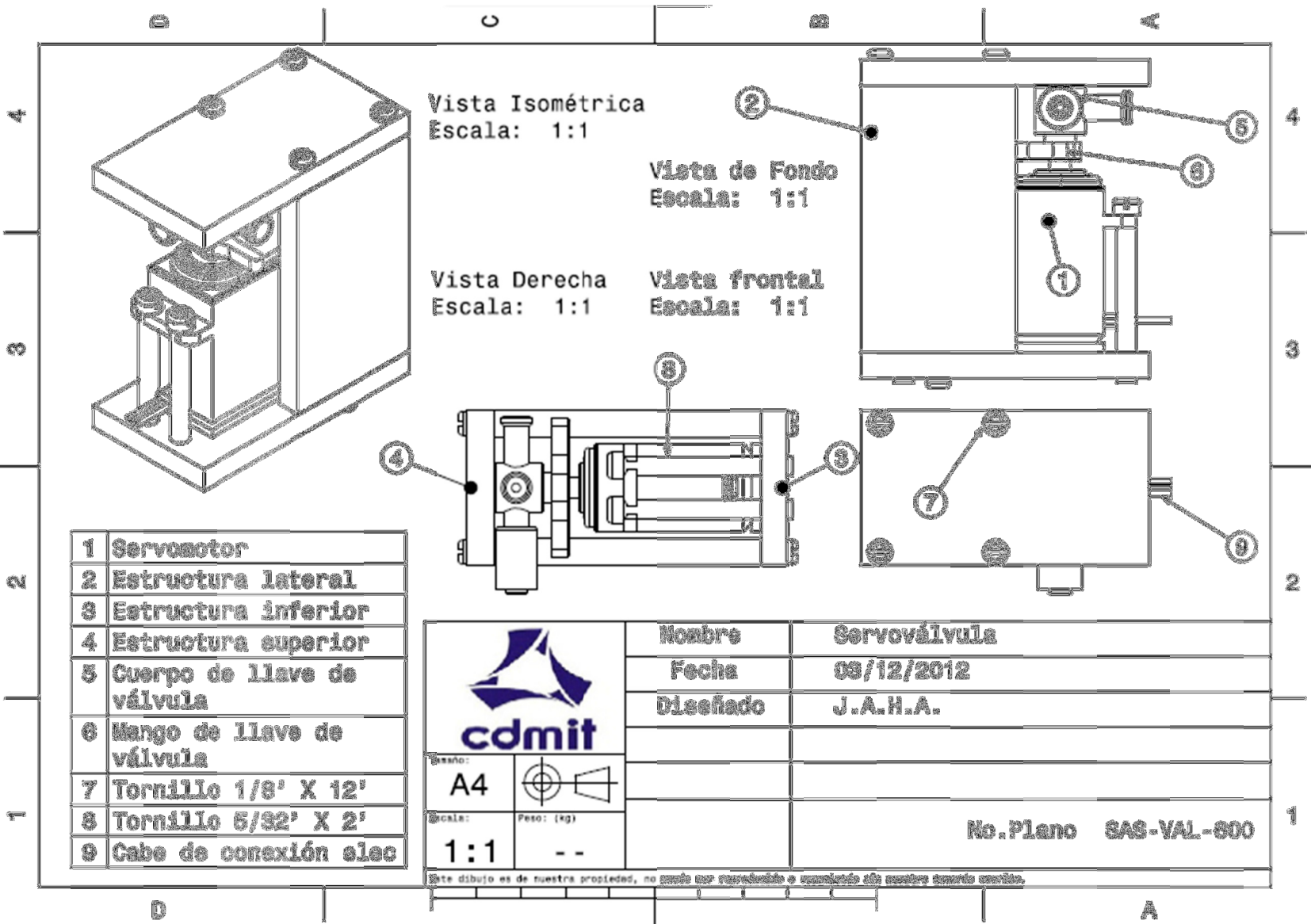




 cdmit	Nombre	Estructura Superior
	Material	Acrílico
	Unidad	m.m.
	Tolerancias	±0.5
Diseño	J.A.H.A.	No. Plano SAS-VAL-502
Fecha	22/02/2013	
Este dibujo es de nuestra propiedad, no puede ser reproducido o comunicado sin nuestro acuerdo escrito.		



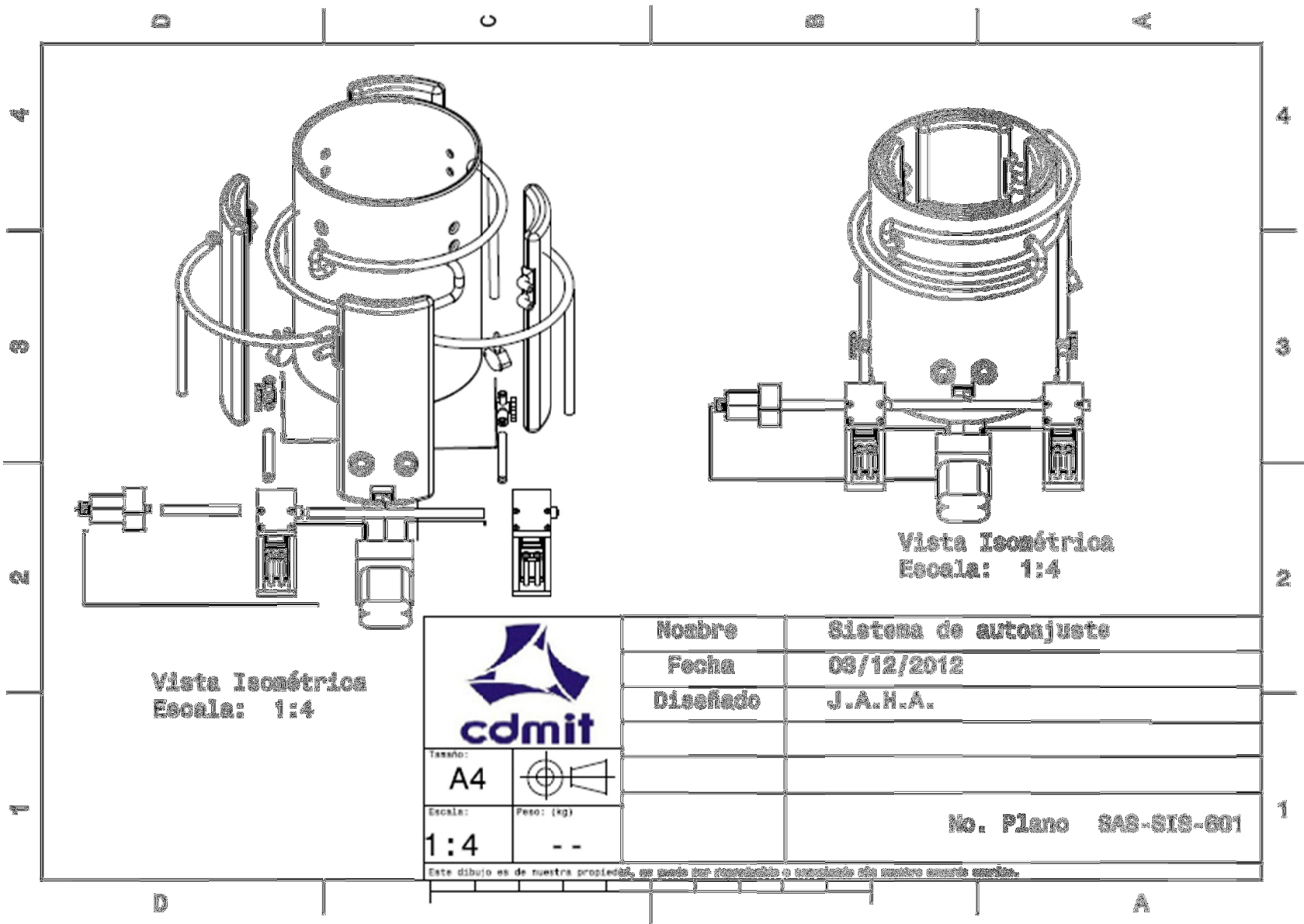


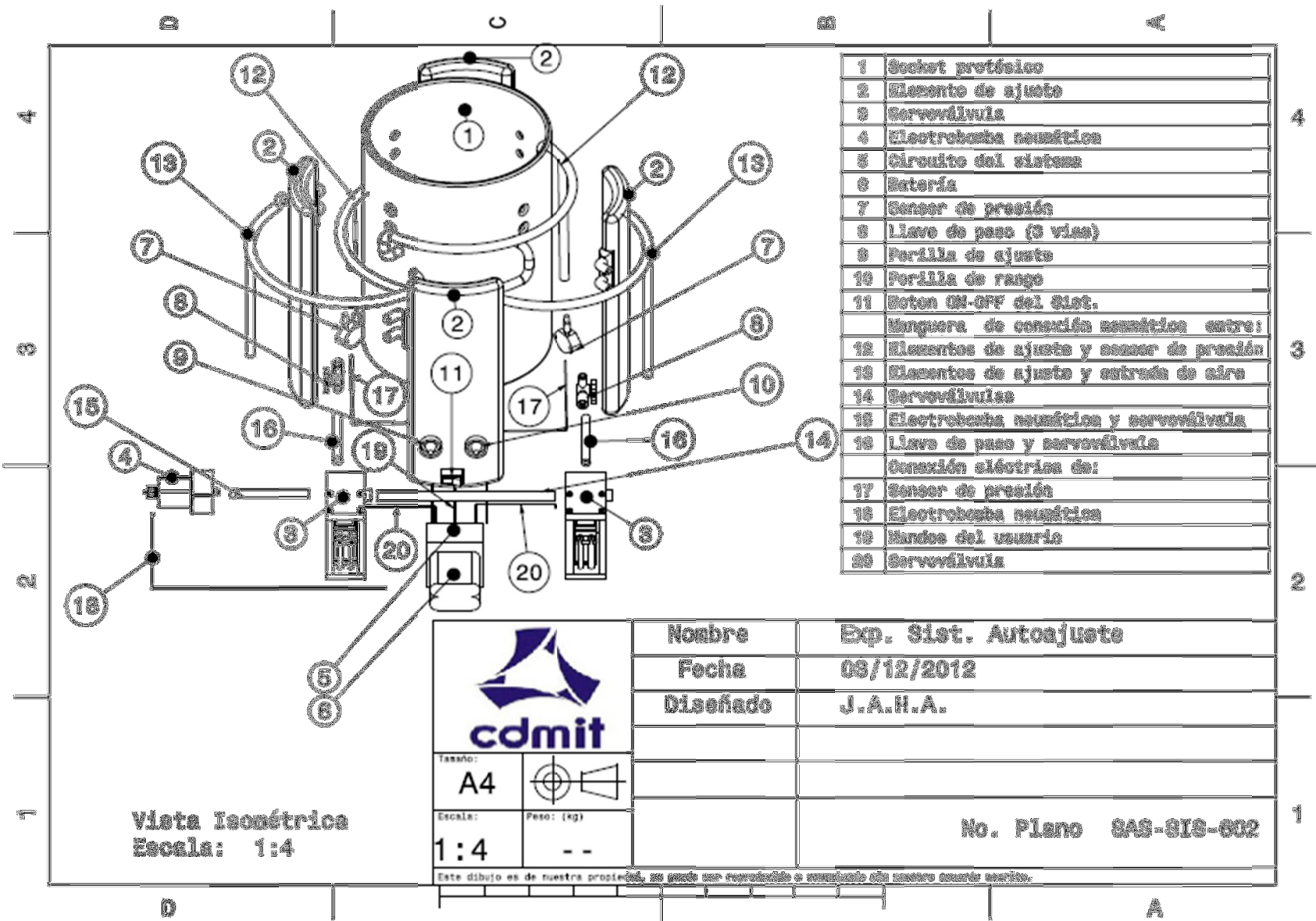


A3.

PLANOS DE ENSAMBLE DEL SISTEMA

Planos de ensamble del sistema de autoajuste para socket protésico a nivel transfemoral.





1	Socket protésico
2	Elemento de ajuste
3	Servoválvula
4	Electroboya neumática
5	Circuito del sistema
6	Batería
7	Sensor de presión
8	Llave de paso (3 vías)
9	Perilla de ajuste
10	Perilla de rango
11	Botón ON-OFF del Sist.
12	Manguera de conexión neumática entre:
13	Elementos de ajuste y sensor de presión
14	Servoválvulas
15	Electroboya neumática y servoválvula
16	Llave de paso y servoválvula
17	Conexión eléctrica de:
17	Sensor de presión
18	Electroboya neumática
19	Manos del usuario
20	Servoválvula

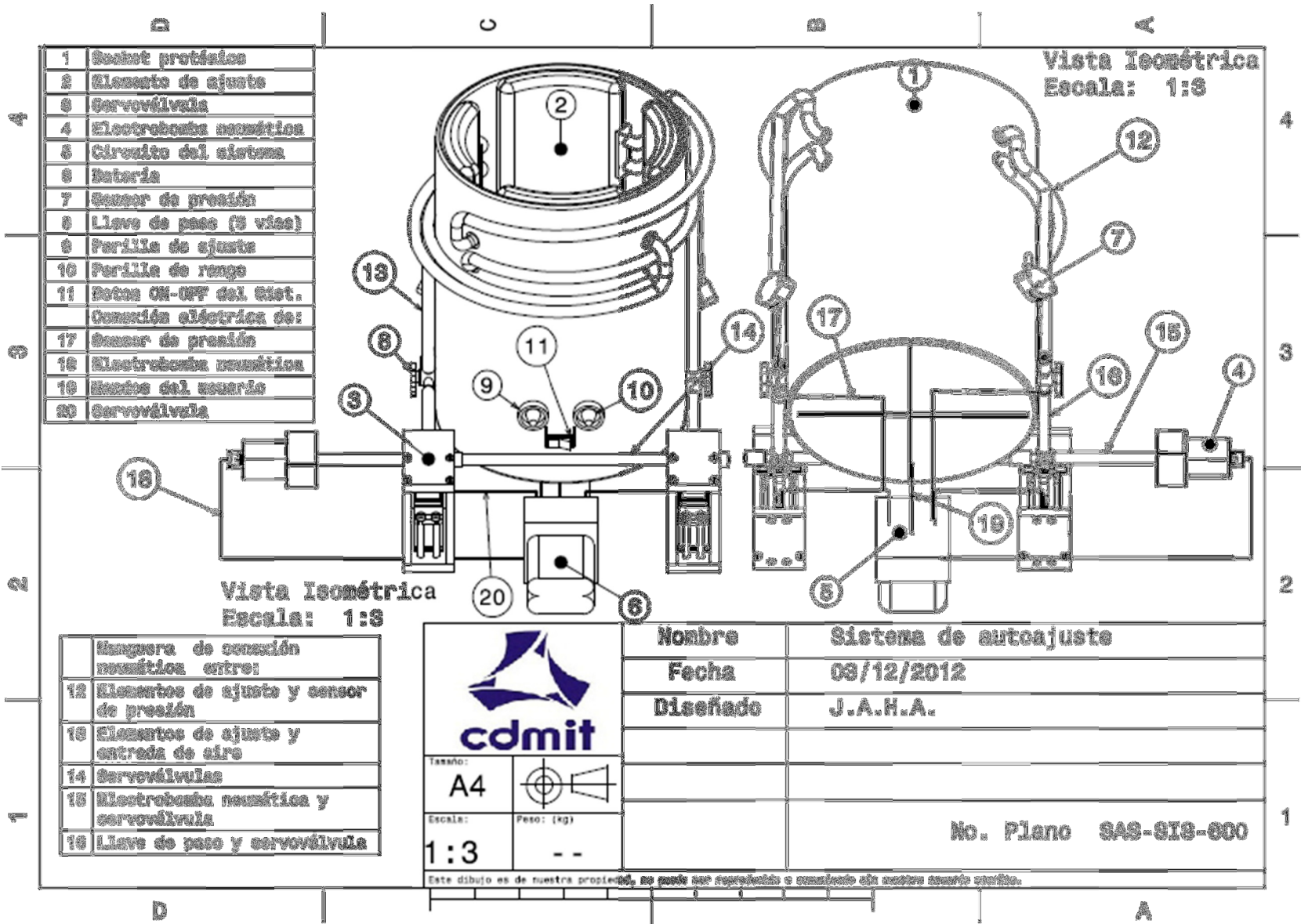
Vista Isométrica
Escala: 1:4



Tamaño:	A4
Escala:	1:4
Peso: (kg)	--

Nombre	Exp. Sist. Autoajuste
Fecha	08/12/2012
Diseñado	J.A.H.A.
No. Plano SAS-SIS-602	

Este dibujo es de nuestra propiedad, no puede ser reproducido o transmitido sin nuestro consentimiento.



A4. **ESPECIFICACIONES**

**Sensor de presión
MPX5050DP**

MOTOROLA
SEMICONDUCTOR TECHNICAL DATA

Order this document
by MPX5050/D



**Integrated Silicon Pressure Sensor
On-Chip Signal Conditioned,
Temperature Compensated
and Calibrated**

The MPX5050 series piezoresistive transducer is a state-of-the-art monolithic silicon pressure sensor designed for a wide range of applications, but particularly those employing a microcontroller or microprocessor with A/D inputs. This patented, single element transducer combines advanced micromachining techniques, thin-film metallization, and bipolar processing to provide an accurate, high level analog output signal that is proportional to the applied pressure.

Features

- 2.5% Maximum Error over 0° to 85°C
- Ideally suited for Microprocessor or Microcontroller-Based Systems
- Temperature Compensated Over - 40° to +125°C
- Patented Silicon Shear Stress Strain Gauge
- Durable Epoxy Unibody Element
- Easy-to-Use Chip Carrier Option

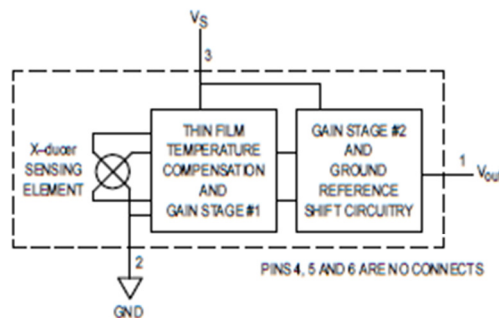


Figure 1. Fully Integrated Pressure Sensor Schematic

MAXIMUM RATINGS(1)

Parameters	Symbol	Value	Unit
Overpressure ⁽²⁾ (P1 > P2)	P _{max}	200	kPa
Burst Pressure ⁽²⁾ (P1 > P2)	P _{burst}	700	kPa
Storage Temperature	T _{stg}	-40° to +125°	°C
Operating Temperature	T _A	-40° to +125°	°C

1. T_C = 25°C unless otherwise noted.
2. Exposure beyond the specified limits may cause permanent damage or degradation to the device.

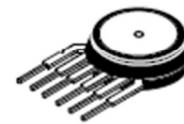
Senseon and X-ducer are trademarks of Motorola, Inc.

REV 3

© Motorola, Inc. 1997

**MPX5050
SERIES**

**OPERATING OVERVIEW
INTEGRATED
PRESSURE SENSOR
0 to 50 kPa (0 to 7.25 psi)
0.2 to 4.7 Volts Output**



**BASIC CHIP CARRIER
ELEMENT
CASE 867-08, STYLE 1**



**DIFFERENTIAL PORT OPTION
CASE 867C-05, STYLE 1**

NOTE: Pin 1 is the notched pin.

PIN NUMBER			
1	V _{out}	4	N/C
2	Grd	5	N/C
3	V _S	6	N/C

NOTE: Pins 4, 5, and 6 are internal device connections. Do not connect to external circuitry or ground.



MPX5050 SERIES

OPERATING CHARACTERISTICS ($V_S = 5.0 \text{ Vdc}$, $T_A = 25^\circ\text{C}$ unless otherwise noted, $P1 > P2$)

Characteristic	Symbol	Min	Typ	Max	Unit
Pressure Range ⁽¹⁾	P_{OP}	0	—	50	kPa
Supply Voltage ⁽²⁾	V_S	4.75	5.0	5.25	Vdc
Supply Current	I_o	—	7.0	10.0	mAdc
Minimum Pressure Offset ⁽³⁾ @ $V_S = 5.0 \text{ Volts}$	V_{off}	0.088	0.20	0.313	Vdc
Full Scale Output ⁽⁴⁾ @ $V_S = 5.0 \text{ Volts}$	V_{FSO}	4.587	4.70	4.813	Vdc
Full Scale Span ⁽⁵⁾ @ $V_S = 5.0 \text{ Volts}$	V_{FSS}	—	4.50	—	Vdc
Accuracy ⁽⁶⁾	—	—	—	± 2.5	% V_{FSS}
Sensitivity	V/P	—	90	—	mV/kPa
Response Time ⁽⁷⁾	t_R	—	1.0	—	mS
Output Source Current at Full Scale Output	I_{o+}	—	0.1	—	mAdc
Warm-Up Time ⁽⁸⁾	—	—	20	—	mSec
Offset Stability ⁽⁹⁾	—	—	± 0.5	—	% V_{FSS}

Decoupling circuit shown in Figure 4 required to meet electrical specifications.

MECHANICAL CHARACTERISTICS

Characteristic	Symbol	Min	Typ	Max	Unit
Weight, Basic Element (Case 867)	—	—	4.0	—	Grams
Common Mode Line Pressure ⁽¹⁰⁾	—	—	—	690	kPa

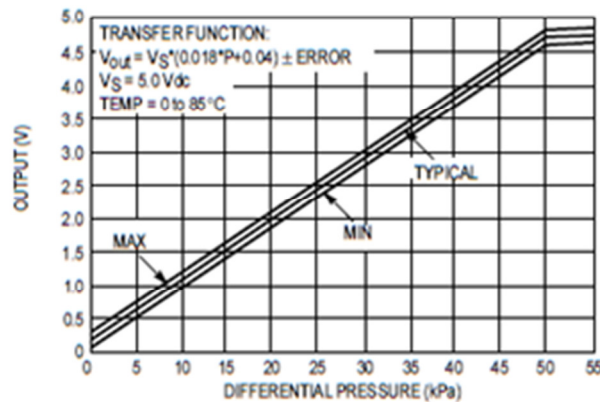


Figure 2. Output versus Pressure Differential

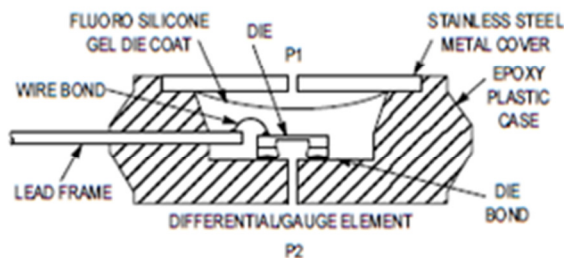


Figure 3. Cross-Sectional Diagram (Not to Scale)

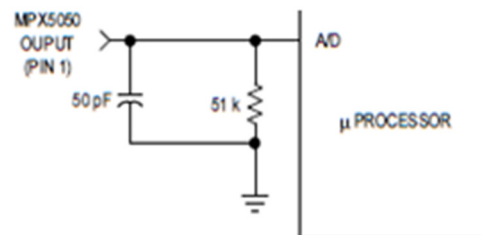


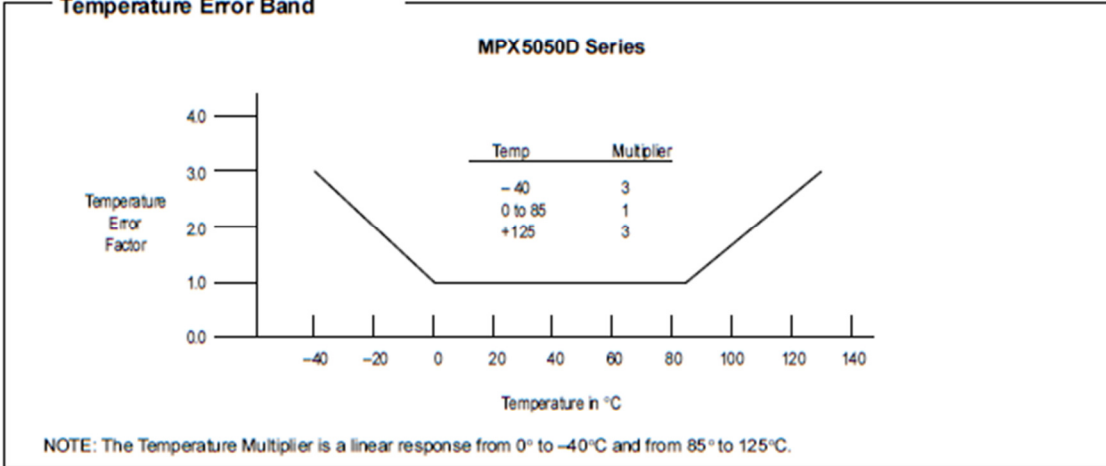
Figure 4. Typical Decoupling Filter for Sensor to Microprocessor Interface

MPX5050 SERIES

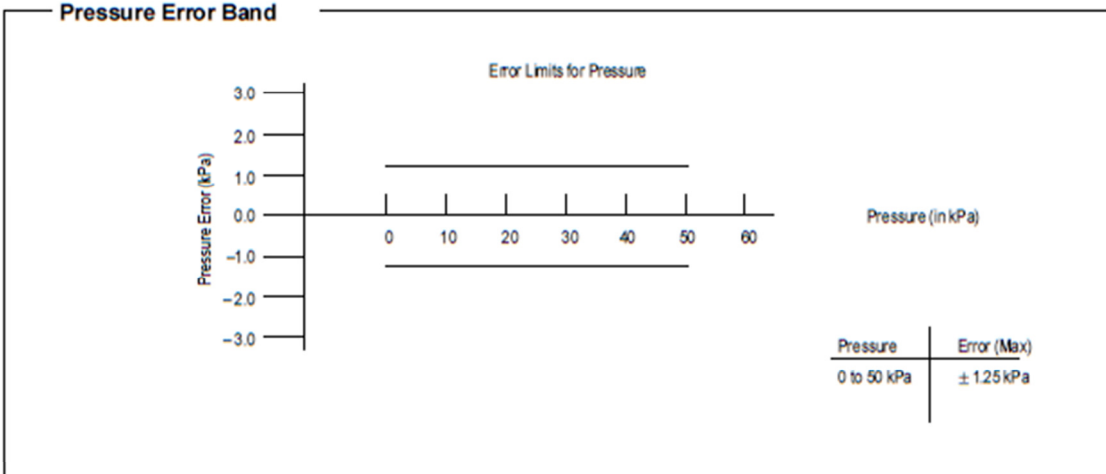
Transfer Function

Nominal Transfer Value: $V_{out} = V_S (P \times 0.018 + 0.04)$
 $\pm (\text{Pressure Error} \times \text{Temp. Factor} \times 0.018 \times V_S)$
 $V_S = 5.0 \text{ V} \pm 0.25 \text{ Vdc}$

Temperature Error Band



Pressure Error Band



MPX5050 SERIES

PRESSURE (P1) / VACUUM (P2) SIDE IDENTIFICATION TABLE

Motorola designates the two sides of the pressure sensor as the Pressure (P1) side and the Vacuum (P2) side. The Pressure (P1) side is the side containing fluorosilicone gel which protects the die from harsh media. The Motorola MPX

pressure sensor is designed to operate with positive differential pressure applied, P1 > P2.

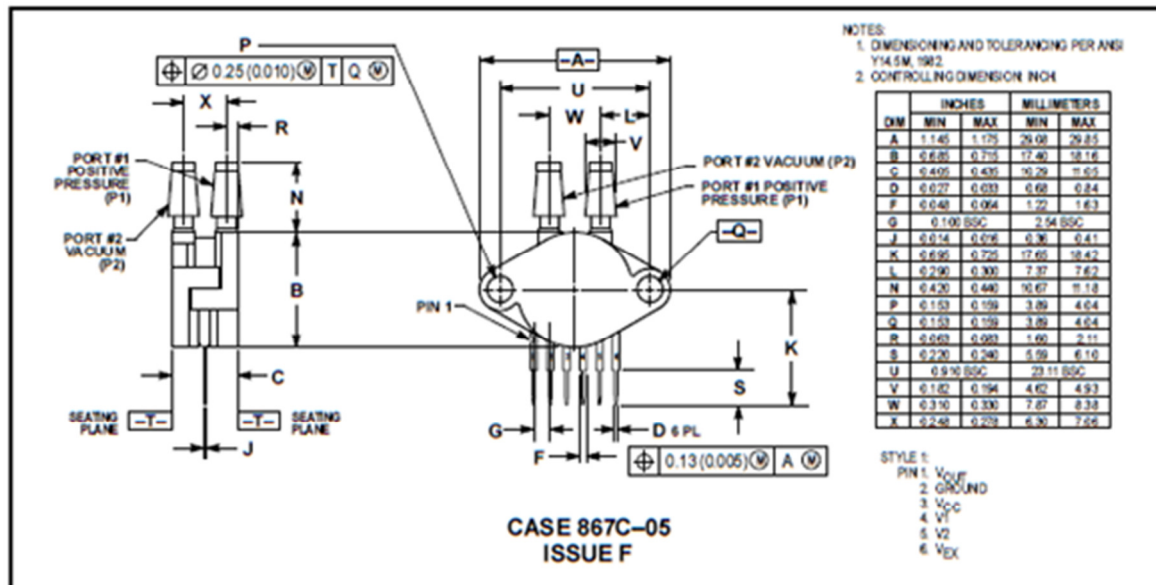
The Pressure (P1) side may be identified by using the table below:

Part Number	Case Type	Pressure (P1) Side Identifier
MPX5050D	867-08	Stainless Steel Cap
MPX5050DP	867C-05	Side with Part Marking
MPX5050GP	867B-04	Side with Port Attached
MPX5050GVP	867D-04	Stainless Steel Cap
MPX5050GS	867E-03	Side with Port Attached
MPX5050GVS	867A-04	Stainless Steel Cap
MPX5050GSX	867F-03	Side with Port Attached
MPX5050GVSX	867G-03	Stainless Steel Cap

ORDERING INFORMATION

The MPX5050 pressure sensor is available in differential and gauge configurations. Devices are available in the basic element package or with pressure port fittings that provide printed circuit board mounting ease and barbed hose pressure connections.

Device Type	Options	Case Type	MPX Series	
			Order Number	Device Marking
Basic Element	Differential	867-08	MPX5050D	MPX5050D
Ported Elements	Differential Dual Ports	867C-05	MPX5050DP	MPX5050DP
	Gauge	867B-04	MPX5050GP	MPX5050GP
	Gauge Vacuum Port	867D-04	MPX5050GVP	MPX5050GVP
	Gauge, Axial	867E-03	MPX5050GS	MPX5050D
	Gauge Vacuum Axial	867A-04	MPX5050GVS	MPX5050D
	Gauge, Axial PC Mount	867F-03	MPX5050GSX	MPX5050D
	Gauge Vacuum Axial PC Mount	867G-03	MPX5050GVSX	MPX5050D



PRESSURE AND VACUUM SIDES PORTED (DP)

A5. **ESPECIFICACIONES**

**Motor de electrobomba neumática
FK-280PA/SA**



WEIGHT : 36g (APPROX)

FK-280PA/SA



OUTPUT : 0.4W ~ 20W (APPROX)

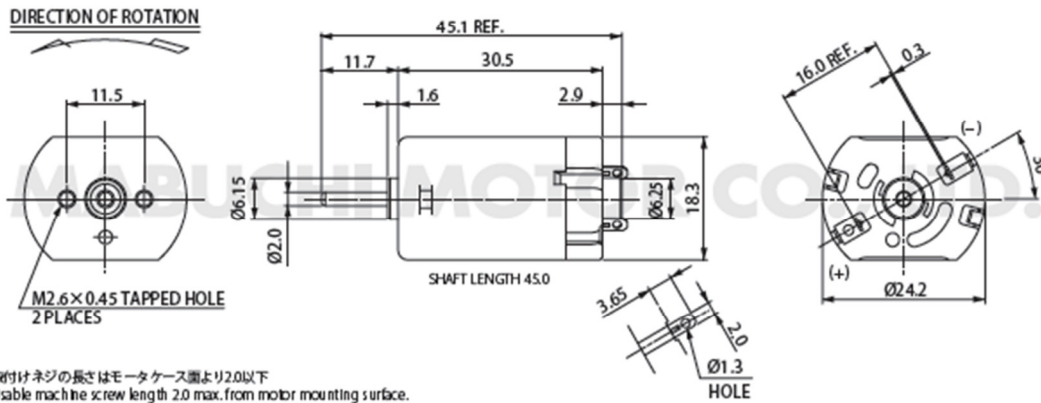
カーボンブラシ | Carbon-brush motors | 碳精電刷

代表的用途 精密機器：プリンター／自動販売機
家電機器

Typical Applications Precision Instruments : Printer / Vending Machine
Home Appliances

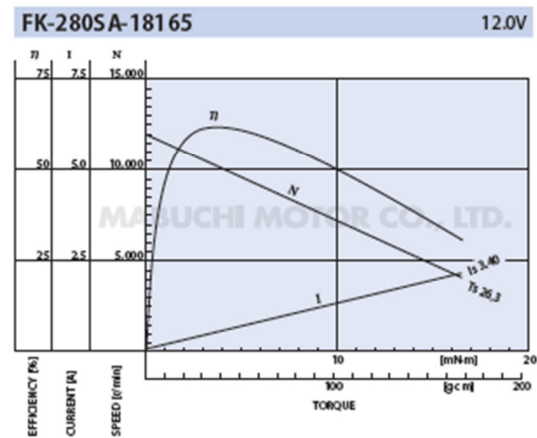
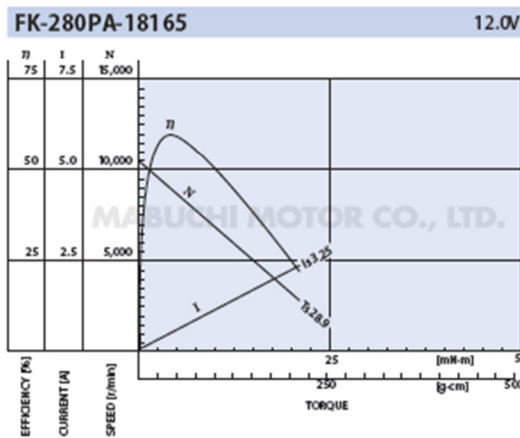
主要用途 精密機器：打印机、自动售货机
家电机器

MODEL	VOLTAGE		NO LOAD		AT MAXIMUM EFFICIENCY				STALL			
	OPERATING RANGE	NOMINAL	SPEED	CURRENT	SPEED	CURRENT	TORQUE	OUTPUT	TORQUE	CURRENT		
			r/min	A	r/min	A	mNm	gcm	W	mNm	gcm	A
FK-280PA-18165	10~15	12V CONSTANT	10500	0.090	9000	0.54	4.12	42.0	3.88	28.9	295	3.25
FK-280PA-10400	8~24	24V CONSTANT	8900	0.040	7360	0.19	3.38	34.5	2.60	19.6	200	0.92
FK-280SA-18165	10~15	12V CONSTANT	12300	0.075	10710	0.50	3.40	34.7	3.81	26.3	268	3.40



取付けネジの長さはモータケース面より2.0以下
Usable machine screw length 2.0 max. from motor mounting surface.
安装螺丝的长度须从马达壳面算起 2.0以内

UNIT : MILLIMETERS



マブチモーター株式会社 (本社営業部)
MABUCHI MOTOR CO., LTD.
(Headquarters Sales Dept. | 总公司 営業部)

千葉県松戸市松飛台430番地 〒270-2280 Tel.047-710-1106 Fax.047-710-1132
430 Matsuhidai, Matsudo City, Chiba 270-2280, Japan Tel.81-47-710-1106 Fax.81-47-710-1132
E-mail: sbinq@mabuchi-motor.co.jp

A6. **ESPECIFICACIONES**

**Microcontrolador
ATMEGA328P**

Features

- High Performance, Low Power AVR® 8-Bit Microcontroller
- Advanced RISC Architecture
 - 131 Powerful Instructions – Most Single Clock Cycle Execution
 - 32 x 8 General Purpose Working Registers
 - Fully Static Operation
 - Up to 20 MIPS Throughput at 20 MHz
 - On-chip 2-cycle Multiplier
- High Endurance Non-volatile Memory Segments
 - 4/8/16/32K Bytes of In-System Self-Programmable Flash program memory (ATmega48P/88P/168P/328P)
 - 256/512/512/1K Bytes EEPROM (ATmega48P/88P/168P/328P)
 - 512/1K/1K/2K Bytes Internal SRAM (ATmega48P/88P/168P/328P)
 - Write/Erase Cycles: 10,000 Flash/100,000 EEPROM
 - Data retention: 20 years at 85°C/100 years at 25°C⁽¹⁾
 - Optional Boot Code Section with Independent Lock Bits
 - In-System Programming by On-chip Boot Program
 - True Read-While-Write Operation
 - Programming Lock for Software Security
- Peripheral Features
 - Two 8-bit Timer/Counters with Separate Prescaler and Compare Mode
 - One 16-bit Timer/Counter with Separate Prescaler, Compare Mode, and Capture Mode
 - Real Time Counter with Separate Oscillator
 - Six PWM Channels
 - 8-channel 10-bit ADC in TQFP and QFN/MLF package
 - Temperature Measurement
 - 6-channel 10-bit ADC in PDIP Package
 - Temperature Measurement
 - Programmable Serial USART
 - Master/Slave SPI Serial Interface
 - Byte-oriented 2-wire Serial Interface (Philips I²C compatible)
 - Programmable Watchdog Timer with Separate On-chip Oscillator
 - On-chip Analog Comparator
 - Interrupt and Wake-up on Pin Change
- Special Microcontroller Features
 - Power-on Reset and Programmable Brown-out Detection
 - Internal Calibrated Oscillator
 - External and Internal Interrupt Sources
 - Six Sleep Modes: Idle, ADC Noise Reduction, Power-save, Power-down, Standby, and Extended Standby
- I/O and Packages
 - 23 Programmable I/O Lines
 - 28-pin PDIP, 32-lead TQFP, 28-pad QFN/MLF and 32-pad QFN/MLF
- Operating Voltage:
 - 1.8 - 5.5V for ATmega48P/88P/168PV
 - 2.7 - 5.5V for ATmega48P/88P/168P
 - 1.8 - 5.5V for ATmega328P
- Temperature Range:
 - -40°C to 85°C
- Speed Grade:
 - ATmega48P/88P/168PV: 0 - 4 MHz @ 1.8 - 5.5V, 0 - 10 MHz @ 2.7 - 5.5V
 - ATmega48P/88P/168P: 0 - 10 MHz @ 2.7 - 5.5V, 0 - 20 MHz @ 4.5 - 5.5V
 - ATmega328P: 0 - 4 MHz @ 1.8 - 5.5V, 0 - 10 MHz @ 2.7 - 5.5V, 0 - 20 MHz @ 4.5 - 5.5V
- Low Power Consumption at 1 MHz, 1.8V, 25°C for ATmega48P/88P/168P:
 - Active Mode: 0.3 mA
 - Power-down Mode: 0.1 µA
 - Power-save Mode: 0.8 µA (Including 32 kHz RTC)



8-bit **AVR**[®]
Microcontroller
with 4/8/16/32K
Bytes In-System
Programmable
Flash

ATmega48P/V
ATmega88P/V
ATmega168P/V
ATmega328P

Preliminary
Summary

Rev. 8025FS-AVR-08/01



ATmega48P/88P/168P/328P

1.1 Pin Descriptions

1.1.1 VCC

Digital supply voltage.

1.1.2 GND

Ground.

1.1.3 Port B (PB7:0) XTAL1/XTAL2/TOSC1/TOSC2

Port B is an 8-bit bi-directional I/O port with internal pull-up resistors (selected for each bit). The Port B output buffers have symmetrical drive characteristics with both high sink and source capability. As inputs, Port B pins that are externally pulled low will source current if the pull-up resistors are activated. The Port B pins are tri-stated when a reset condition becomes active, even if the clock is not running.

Depending on the clock selection fuse settings, PB6 can be used as input to the inverting Oscillator amplifier and input to the internal clock operating circuit.

Depending on the clock selection fuse settings, PB7 can be used as output from the inverting Oscillator amplifier.

If the Internal Calibrated RC Oscillator is used as chip clock source, PB7..6 is used as TOSC2..1 input for the Asynchronous Timer/Counter2 if the AS2 bit in ASSR is set.

The various special features of Port B are elaborated in "Alternate Functions of Port B" on page 82 and "System Clock and Clock Options" on page 26.

1.1.4 Port C (PC5:0)

Port C is a 7-bit bi-directional I/O port with internal pull-up resistors (selected for each bit). The PC5..0 output buffers have symmetrical drive characteristics with both high sink and source capability. As inputs, Port C pins that are externally pulled low will source current if the pull-up resistors are activated. The Port C pins are tri-stated when a reset condition becomes active, even if the clock is not running.

1.1.5 PC6/RESET

If the RSTDISBL Fuse is programmed, PC6 is used as an I/O pin. Note that the electrical characteristics of PC6 differ from those of the other pins of Port C.

If the RSTDISBL Fuse is unprogrammed, PC6 is used as a Reset input. A low level on this pin for longer than the minimum pulse length will generate a Reset, even if the clock is not running. The minimum pulse length is given in Table 28-3 on page 320. Shorter pulses are not guaranteed to generate a Reset.

The various special features of Port C are elaborated in "Alternate Functions of Port C" on page 85.

1.1.6 Port D (PD7:0)

Port D is an 8-bit bi-directional I/O port with internal pull-up resistors (selected for each bit). The Port D output buffers have symmetrical drive characteristics with both high sink and source capability. As inputs, Port D pins that are externally pulled low will source current if the pull-up resistors are activated. The Port D pins are tri-stated when a reset condition becomes active, even if the clock is not running.



The various special features of Port D are elaborated in "Alternate Functions of Port D" on page 88.

1.1.7 AV_{CC}

AV_{CC} is the supply voltage pin for the A/D Converter, PC3:0, and ADC7:6. It should be externally connected to V_{CC}, even if the ADC is not used. If the ADC is used, it should be connected to V_{CC} through a low-pass filter. Note that PC6..4 use digital supply voltage, V_{CC}.

1.1.8 AREF

AREF is the analog reference pin for the A/D Converter.

1.1.9 ADC7:6 (TQFP and QFN/MLF Package Only)

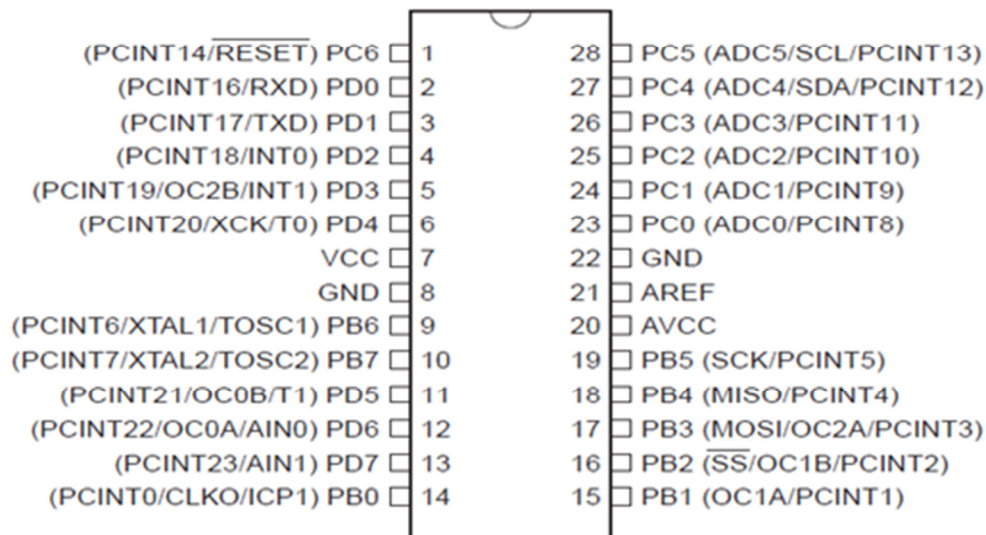
In the TQFP and QFN/MLF package, ADC7:6 serve as analog inputs to the A/D converter. These pins are powered from the analog supply and serve as 10-bit ADC channels.

1.2 Disclaimer

Typical values contained in this datasheet are based on simulations and characterization of other AVR microcontrollers manufactured on the same process technology. Min and Max values will be available after the device is characterized.

1. Pin Configurations

PDIP



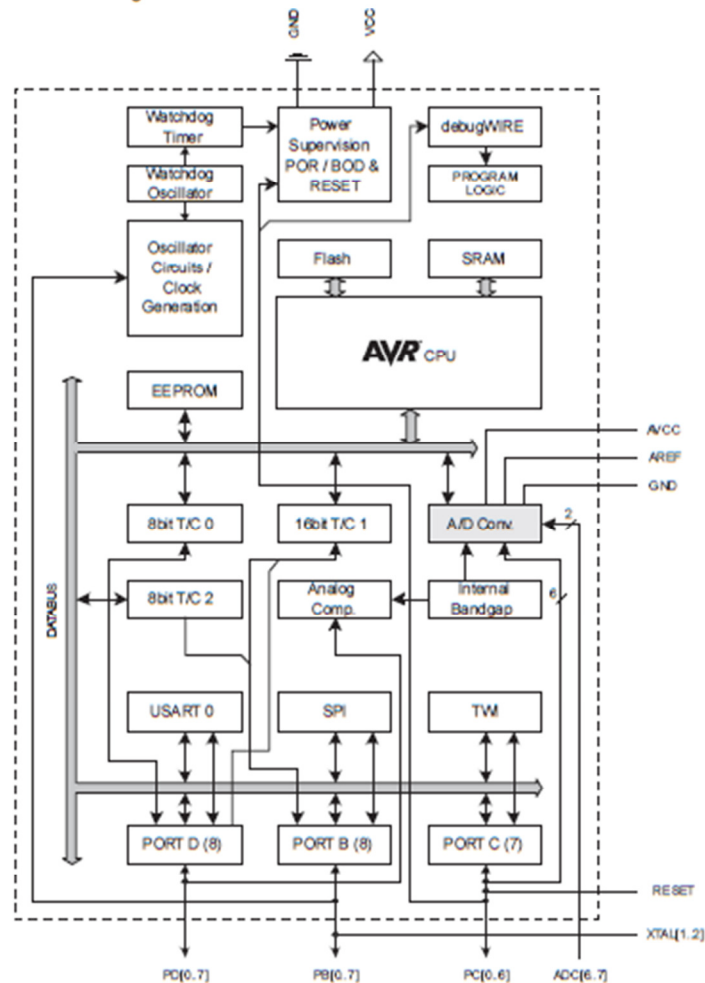
ATmega48P/88P/168P/328P

2. Overview

The ATmega48P/88P/168P/328P is a low-power CMOS 8-bit microcontroller based on the AVR enhanced RISC architecture. By executing powerful instructions in a single clock cycle, the ATmega48P/88P/168P/328P achieves throughputs approaching 1 MIPS per MHz allowing the system designer to optimize power consumption versus processing speed.

2.1 Block Diagram

Figure 2-1. Block Diagram



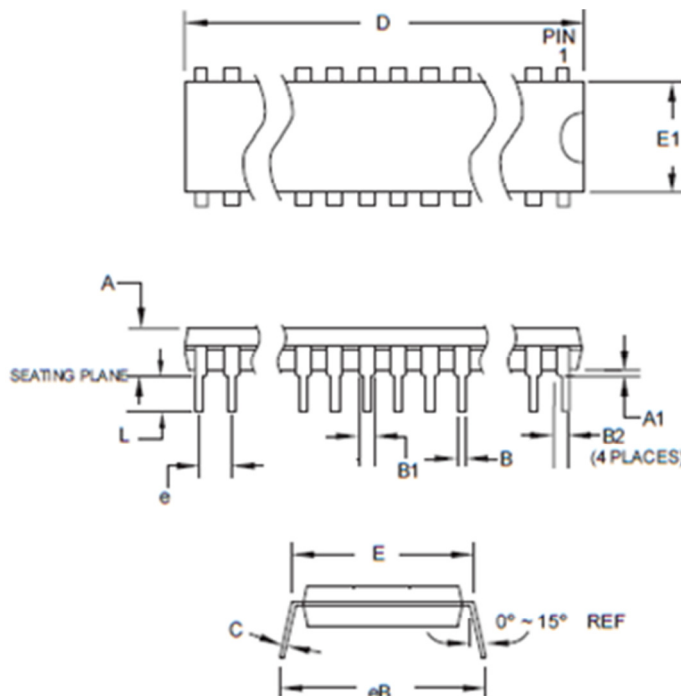
The AVR core combines a rich instruction set with 32 general purpose working registers. All the 32 registers are directly connected to the Arithmetic Logic Unit (ALU), allowing two independent registers to be accessed in one single instruction executed in one clock cycle. The resulting



7.4 ATmega328P

Speed (MHz) ⁽²⁾	Power Supply	Ordering Code ⁽²⁾	Package ⁽¹⁾	Operational Range
20	1.8 - 5.5	ATmega328P- AU ATmega328P- MU ATmega328P- PU	32A 32M1-A 28P3	Industrial (-40°C to 85°C)

- Note: 1. This device can also be supplied in wafer form. Please contact your local Atmel sales office for detailed ordering information and minimum quantities.
 2. Pb-free packaging complies to the European Directive for Restriction of Hazardous Substances (RoHS directive). Also Halide free and fully Green.
 3. See Figure 28-3 on page 318.



COMMON DIMENSIONS
(Unit of Measure = mm)

SYMBOL	MIN	NOM	MAX	NOTE
A	-	-	4.5724	
A1	0.508	-	-	
D	34.544	-	34.798	Note 1
E	7.620	-	8.255	
E1	7.112	-	7.493	Note 1
B	0.381	-	0.533	
B1	1.143	-	1.397	
B2	0.762	-	1.143	
L	3.175	-	3.429	
C	0.203	-	0.356	
eB	-	-	10.160	
e	-	-	2.540 TYP	

Note: 1. Dimensions D and E1 do not include mold Flash or Protrusion. Mold Flash or Protrusion shall not exceed 0.25 mm (0.010").

Package Type	
32A	32-lead, Thin (1.0 mm) Plastic Quad Flat Package (TQFP)
28P3	28-lead, 0.300" Wide, Plastic Dual Inline Package (PDIP)
32M1-A	32-pad, 5 x 5 x 1.0 body, Lead Pitch 0.50 mm Quad Flat No-Lead/Micro Lead Frame Package (QFN/MLF)

A7. **ESPECIFICACIONES**

**Servomotor
POWER HD 3001 HB**



DIGITAL SERVOS

POWER HD, a professional and enthusiastic manufacturer of radio control key components. Innovative technology and reliable quality is the heart of POWER HD. We design, develop and manufacture our own products. Our professional and experienced R&D team is striving for developing superb performance, most reliable and most compatible products offering ultimate facileness and fun to end users. In POWER HD, each single product is checked and tested through a series of strict and accurate QC (Quality Control) process by leading edge technology facilities.

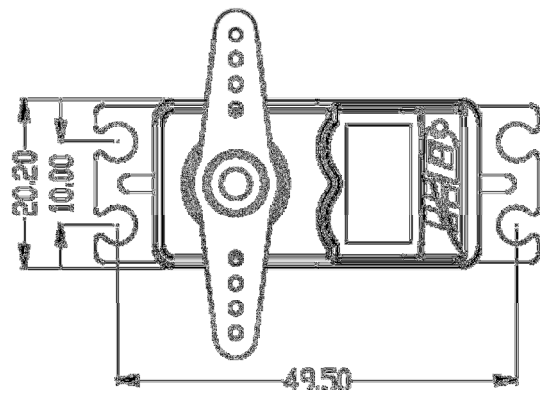
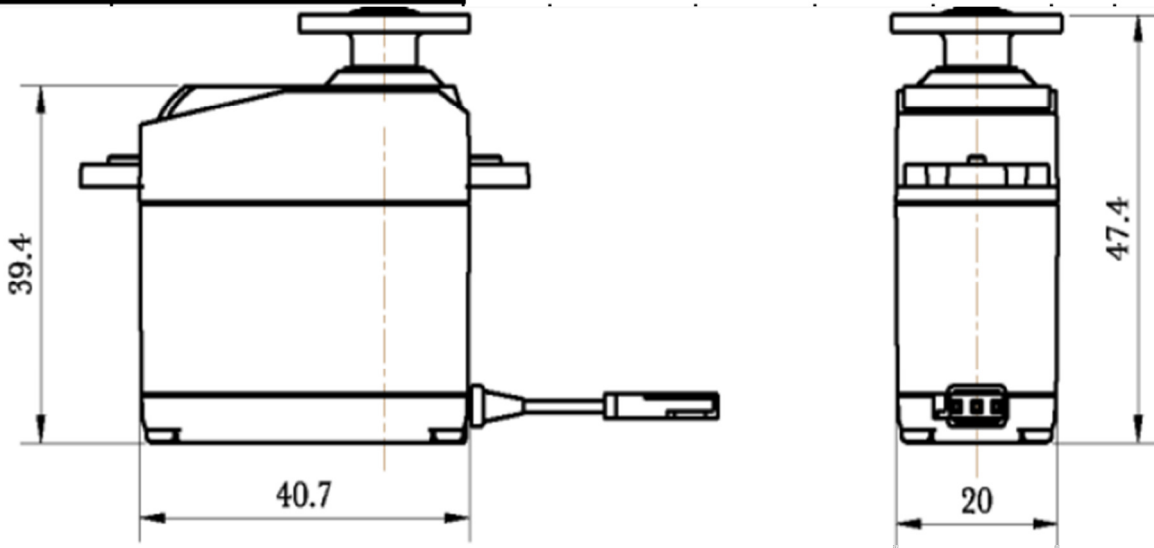


Standard Size digital servo - High Cost/Performance Rate

DIGITAL SERVOS	Trainer	Sport 40-60	large scale under 30%	large scale over 30%	Helicopter 30	Helicopter 40-50	Helicopter 60-90	Sailplane under 2 meter	Park Flyer	Electric 1/18		Electric 1/10		Gas 1/10		Gas 1/8		Gas 1/8		Gas 1/10		Gas 1/8		Electric 1/10	
										OR	ST	OR	ST	OFR	TH	OFR	TH	M	TH	M	TH	ST	M	TH	ST
HD-9150MG			●	●																					
HD-9110MG			●	●		●	●																		
HD-7150MG			●	●		●																			
HD-5680MG	●	●				●																			
HD-4180MG	●					●																			
HD-2216MG	●				●	●		●																	
HD-2213MG	●	●			●			●	●	●															
HD-1810MG	●	●			●			●	●	●															
HD-1581HB	●				●				●	●															

Part Number	Description	Weight (g)	Dimension L x W x H	Voltage @	Torque In kg-cm	Speed In sec/60°	Gear Type	Ball Bearing
3001HB	Standard Size Analoge Servo NEW	43,0	40.7 x 20.5 x 36.1	4.8 / 6.0	3.5 / 4.4	0.15 / 0.12	P	2
6001HB	Standard Size Analoge Servo NEW	43,0	40.7 x 20.5 x 36.1	4.8 / 6.0	5.8 / 6.7	0.16 / 0.14	P	2
6001MG	Standard Size Analoge Servo NEW	56,0	40.7 x 20.5 x 36.1	4.8 / 6.0	6.0 / 7.0	0.16 / 0.14	MP	2
9001MG	Standard Size Analoge Servo NEW	56,0	40.7 x 20.5 x 36.1	4.8 / 6.0	8.6 / 9.8	0.16 / 0.14	M	2
1201MG	Standard Size Analoge Servo NEW	60,0	40.7 x 20.5 x 39.5	4.8 / 6.0	12.2 / 13.2	0.16 / 0.14	M	2
1501MG	Standard Size Analoge Servo NEW	60,0	40.7 x 20.5 x 39.5	4.8 / 6.0	15.5 / 17.0	0.16 / 0.14	M	2

P=Plastic N=No Ball Bearing
M=Metal 1 =1 Ball Bearing
P/M=Plastic and Metal 2 =2 Ball Bearing



A8.

CODIGO DE PROGRAMACIÓN

Código comentado del programa en el microcontrolador ATMEGA328P

Los elementos de ajuste se pueden emplear individualmente, por pares o todos juntos en cuyo caso el código de programa para el microcontrolador solo incrementa o decrementa su tamaño sin dejar de tener la misma estructura. A continuación se describe el código utilizado cuando los elementos de ajuste se emplean por pares, por lo tanto se requiere del control de dos electroválvulas.

En la primera parte del código se presenta la definición de las variables a usar donde podemos ver que algunas variables cuentan con un número uno (variables asignadas al control de primera electroválvula), otras con un número dos (variables asignadas al control de segunda electroválvula) y otras sin número (variables de uso general en todo el programa), también se puede ver que en la primera línea se lee la sentencia “#include <Servo.h>” la cual se ocupa para el empleo de una librería de la plataforma de Arduino que sirve para el manejo de servomotores, de esta manera se define la variable “serv1” para la primera electroválvula y “serv2” para la segunda.

Dentro del “void setup” se definen las salidas del microcontrolador, el mando de la electrobomba neumática sale por el pin 7, el de la electroválvula 1 (serv1) por el pin 3 y el de la electroválvula 2 (serv2) por el pin 5. Posteriormente se definen las constantes proporcional (Kp) e integral (Ki) del controlador proporcional integral (PI) que regula el caudal de las electroválvulas. Dentro del “void loop”, primero se procede a la lectura de los dos sensores de presión, “pos_actual1” leído por el pin A0 representa al primer sensor empleado mientras que “pos_actual2” leído en el pin A3 el segundo, después se procede a la lectura de la perilla de ajuste (“setpoint”) por el pin A1 y del rango (rango_sen) por el pin A2. Después se calcula el error que hay, entre la presión en cada par de elementos de ajuste y la presión fijada en la perilla por el usuario, se calculan dos debido a que cada uno es para cada par de elementos de ajuste los cuales se manejan con las electroválvulas.

Cada electroválvula tiene su propio controlador programado con las mismas constantes e instrucciones, por ello es que el código siguiente, al antes descrito, se repite según el número de válvulas con las que cuenta el sistema. Por dicha razón solo se describirá una vez. Primero se pregunta si el error es diferente de cero, si este existe se le asigna un valor a la variable “salida” a la que se le maneja con valor absoluto y no puede exceder de un valor mayor a 30, antes de mandar la instrucción de esta salida se pregunta si ese error es de falta de presión (si es falta de presión se activa el pin 7 que activa la bomba neumática) o de exceso, además se pregunta si ya se excedió el valor de rango de tolerancia asignado por el usuario, si es así, entonces se escriba el valor de “salida” sobre el pin “serv” correspondiente. Cuando se escribe la variable “serv” se da a la instrucción de movimiento de los servomotores (mientras mayor sea el error mayor será el valor de la salida que se escriba y se abrirá más el caudal en el electroválvula). De esta forma se operan las electroválvulas (dejando entrara o salir el aire de los elementos de ajuste) hasta que se llegue al ajuste que es cuando el error por el que se preguntó al inicio sea cero, entonces las electroválvulas vuelven a una “posición de inicio” que es donde no se permite entrada ni salida de aire de los elementos de ajuste.

Código comentado:

```

#include <Servo.h> // Se llama a la librería para el manejo de servomotores de Arduino
Servo serv1;//se asigna la variable para el manejo de la electroválvula 1
Servo serv2;//se asigna la variable para el manejo de la electroválvula 2

float entrada,referencia,rn,Kp,Ki;// Variables de uso general en el programa
int setpoint,rango_sen=0;// Variables de uso general en el programa
float error1=0,error_abs1=0,integral1=0;// Variables para el primer controlador que es el de
la primera electroválvula
int pos_actual1=0, salida1=0, salida_abs1;// Variables para el primer controlador que es el
de la primera electroválvula
float error2=0,error_abs2=0,integral2=0;// Variables para el segundo controlador que es el
de la segunda electroválvula
int pos_actual2=0, salida2=0, salida_abs2;// Variables para el segundo controlador que es
el de la segunda electroválvula
float dt=.001;// Variables de uso general en el programa
void setup()
{
  pinMode(7,OUTPUT);//Salida de ON/OFF de electrobomba neumática
  serv1.attach(3);//Salida de control para electroválvula 1
  serv2.attach(5);//Salida de control para electroválvula 2
  Kp=1.71;//Constante proporcional del controlador
  Ki=6.65;//Constante integral del controlador
}
void loop()
{
  pos_actual1= map(analogRead(A0), 0, 1023, 0, 180);//Lectura del primer sensor
  pos_actual2= map(analogRead(A3), 0, 1023, 0, 180);//Lectura del segundo sensor
  setpoint = map(analogRead(A1), 0, 1023, 0, 180);//Lectura de perilla de ajuste
  rango_sen = map(analogRead(A2), 0, 1023, 0, 180);//Lectura de perilla de rango de
tolerancia de ajuste
  rn=abs(rango_sen);//valor absoluto del rango de tolerancia de ajuste
  error1 = float(setpoint) - float(pos_actual1);//Error para el primer controlador
  error2 = float(setpoint) - float(pos_actual2);//Error para el segundo controlador

  //Inician instrucciones para el primer controlador correspondiente a la primera
electroválvula
  if (error1!=0)//Se pregunta si existe un error entre la presión deseada y la que tiene el
elemento de ajuste
  {
    integral1 = integral1 + (error1*dt);//Acción integral del controlador
    error_abs1=abs(error1);//Obtiene el valor absoluto del error 1
    if (error_abs1<10)
    {
      salida1=int((Kp*error1) + (Ki*integral1));//Asigna un valor a la salida según el
controlador

```

```

    }
else
    {
        salida1=int((Kp*error1));// Limita la acción integral del controlador
        integral1=0;
    }
salida_abs1= abs(salida1);//Se trabaja con el valor absoluto de la salida
if (salida_abs1>30)
    {
        salida_abs1=30;//Limitamos la salida a un valor no mayor a 30
    }
if (error1>(0+rn+4))//Si la presión en el elemento de ajuste es menor que la establecida y
sobrepasa el rango de tolerancia
    {
        digitalWrite(7,HIGH);//Se prende la electrobomba
        serv1.write(30-(salida_abs1));//Se da la instrucción de mover la electroválvula para
permitir el paso de aire
    }
else if (error1<(0-rn))//Si la presión en el elemento de ajuste es mayor que la establecida y
sobrepasa el rango de tolerancia
    {
        serv1.write(157+(salida_abs1-7));//Se da la instrucción de mover la electroválvula
para permitir la salida de aire
    }
}
else
    {
        serv1.write(90);//En caso de que no se presente error o este no sobrepase los rangos de
tolerancia la electroválvula no permite salida ni entrada de aire
    }
//Inician instrucciones para el segundo controlador correspondiente a la segunda
electroválvula
//Las instrucciones son las mismas solo que sobre la segunda electroválvula por ello no se
vuelven a escribir
if (error2!=0)
    {
        integral2 = integral2 + (error2*dt);
        error_abs2=abs(error2);
        if (error_abs2<10)
            {
                salida2=int((Kp*error2) + (Ki*integral2));
            }
    }
else
    {
        salida2=int((Kp*error2));
        integral2=0;
    }

```

```
salida_abs2= abs(salida2);
if (salida_abs2>30)
{
    salida_abs2=30;
}
if (error2>(0+rn+4))
{
    digitalWrite(7,HIGH);
    serv2.write(30-(salida_abs2));
}
else if (error2<(0-rn))
{
    serv2.write(157+(salida_abs2-7));
}
}
else
{
    serv2.write(90);
}
if (serv1.read()==90&&serv2.read()==90)//Cuando las válvulas ya no permiten entrada ni
salida de aire en los elem. de ajuste
{
    digitalWrite(7,LOW);//Desactiva la electrobomba neumática
}
delay (int(dt*1000));//Diferencial de tiempo en que se discretiza el controlador
```

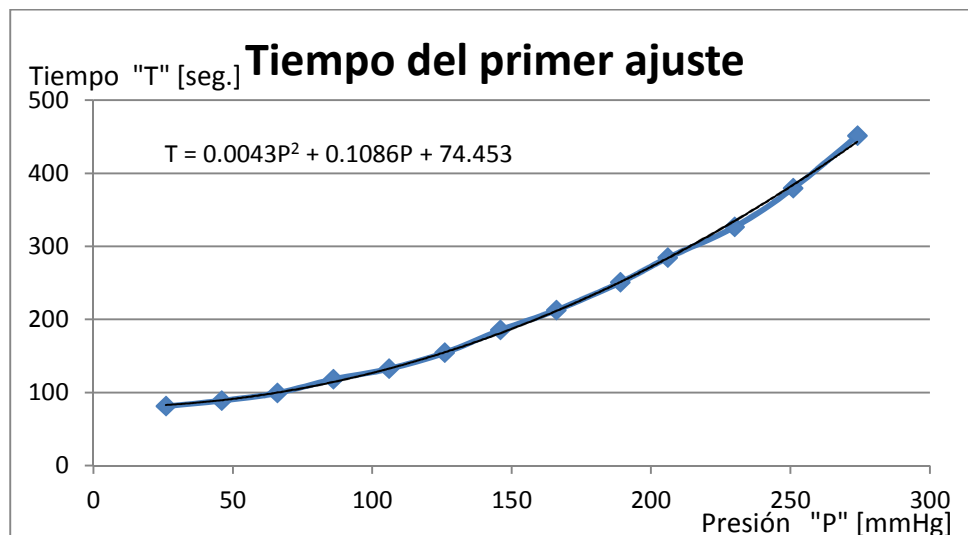
A9.

TABLA

Tabla de tiempos para el primer ajuste del sistema

Durante el primer ajuste (en el cual el muñón del paciente se introduce por primera vez al socket protésico) los elementos de sujeción no tienen aire en su interior, por lo cual, alcanzar la presión de ajuste deseada requiere de un tiempo relativamente prolongado. Es por ello que se elaboró una tabla con los tiempos que le toma al sistema llegar a la presión de ajuste por primera vez, dicha tabla está elaborada a diferentes presiones.

Voltaje [V]	Presion [mmHg]	Tiempo [seg]
0.5	26	81.11
0.75	46	88.63
1	66	99.31
1.25	86	117.97
1.5	106	132.35
1.75	126	154.27
2	146	185.3
2.25	166	212.53
2.5	189	250.5
2.75	206	284.27
3	230	326.43
3.25	251	379.4
3.5	274	451.23

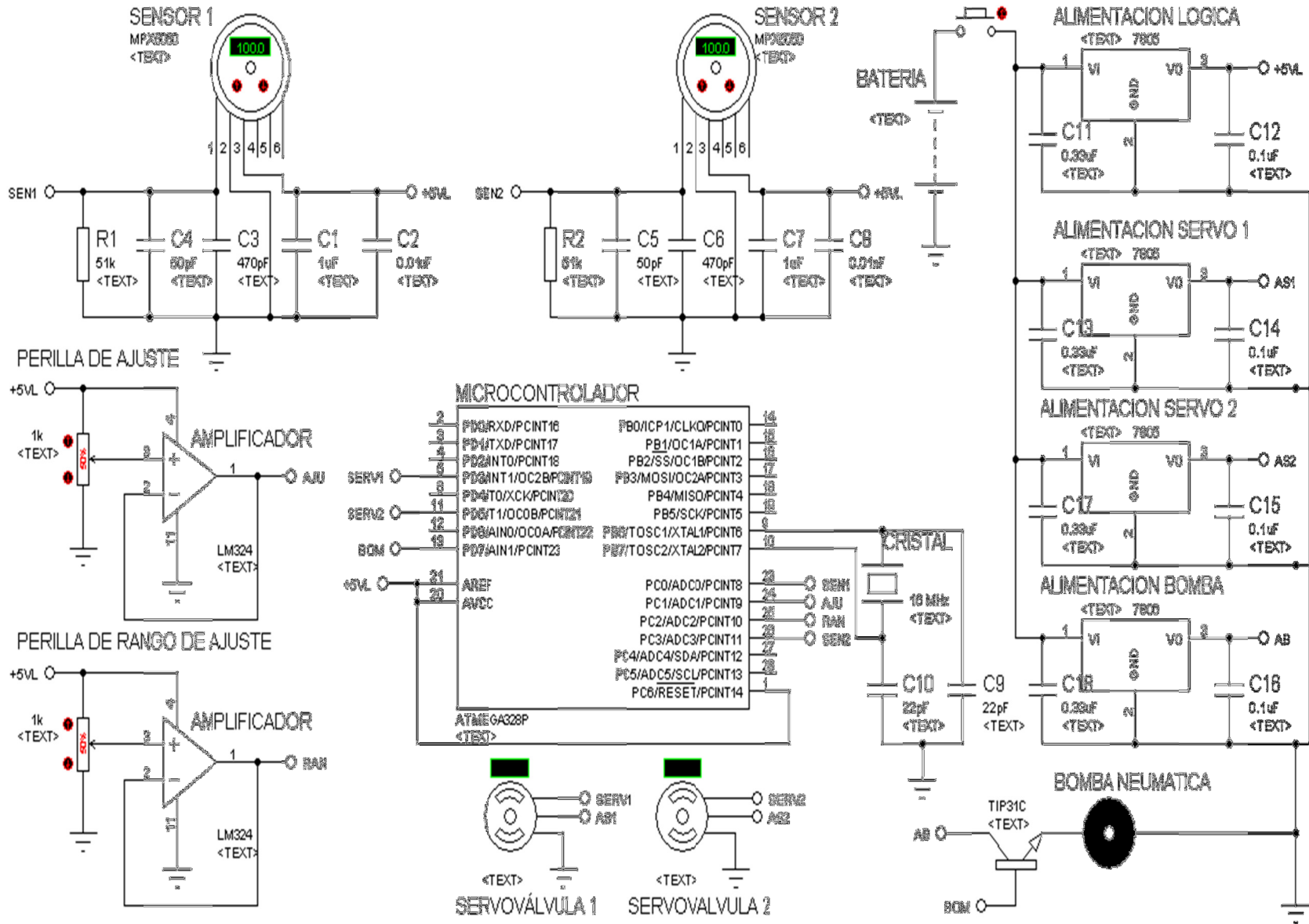


Como podemos apreciar, la gráfica anterior muestra características de un polinomio de segundo orden, sin embargo, cabe aclarar que el tiempo de ajuste depende en gran medida de las características de operación en el motor de la electrobomba neumática debido a que éste es el que proporciona el flujo de aire que entra a los elementos de ajuste.

A10.

CIRCUITO

Esquemático del circuito de control del sistema de autoajuste.



REFERENCIAS

BIBLIOGRAFÍA

- [1] FARAH SIMON, L., GARCÍA GUERRA, H. L., RODRÍGUEZ LOPEZ, R. *Diseño de un socket ajustable para prótesis de miembro inferior*. Tesis Profesional, Facultad de Ingeniería, UNAM, Ciudad de México, México, 2006.
- [2] WINCHELL, E. *Manual para amputados de miembro inferior*. Asociación Nacional de amputados de España, España, 2008, 23 p.
- [3] FMDIABETES. *Día mundial de la diabetes, la vida sedentaria aumenta el riesgo de obesidad y diabetes*. Federación Mexicana de Diabetes, México 2011.
- [4] PERSONAL DE LA NLLIC. *Estadísticas de amputaciones según la causa, pérdida de extremidades en los Estados Unidos*. Centro de Información de la Asociación Nacional de Miembros Perdidos, Estados Unidos, 2006.
- [5] INFORMES TECNICOS DE LA OMS No.100, *Informe sobre conferencia Protética: Amputaciones y Prótesis*, Organización Mundial de la Salud, Ginebra 1955
- [6] CONSEJO DE SALUBRIDAD GENERAL. *Resumen de Evidencia y Recomendaciones. Guía Clínica: Rehabilitación del Paciente Adulto Amputado de Extremidad Inferior por Diabetes Mellitus, en el segundo y tercer nivel de atención*. SEDENA, SEMAR, IMSS, ISSSTE, Gobierno Federal, México Distrito Federal, 2010.
- [7] MENAGER, D. *Amputations du membre inférieur et appareillage*. Encycl Méd Chir (Editions Scientifiques et Médicales Elsevier SAS), Paris, Francia, 2002, 14p.
- [8] SERRANO, P. *Prótesis*. Módulo Ortoprotésico, Escuela de Medicina, Universidad de Valencia, Valencia, España, 12p.
- [9] CONSEJO INTERTERRITORIAL DEL SISTEMA NACIONAL DE SALUD. *Guía descriptiva de ortoprótesis*. Ministerio de Salud y Consumo, España, 261p.
- [10] GARCÍA GUERRA, H. L. *Diseño de un socket autoajustable para prótesis de miembro inferior*. Tesis de Maestría, Facultad de Ingeniería, UNAM, Ciudad de México, México, 2009
- [11] GUYTON, C. A., HALL, J. E. *Tratado de fisiología médica*. Ed. Elsevier Saunders. Décimo segunda edición. 2012. España. 350p.
- [12] SEGARRA, Edgar E. *Fisiología de los aparatos y sistemas*. Universidad de Cuenca, Facultad de Ciencias Médicas. Primera edición, Ecuador. 2006. 458p.
- [13] VIZCAY, M. *Taller de proyecto en control y sensores de presión*. Universidad de Chile. Facultad de Ciencias Físicas y Matemáticas. Departamento de Ingeniería Eléctrica. Chile. 2005. 29p.
- [14] OGATA, K. *Dinámica de Sistemas*. Prentice Hall, Primera edición, Naucalpan de Juárez, Edo. de México, México, 1987. 235-276, 613p.
- [15] OGATA, K. *Ingeniería de Control Moderna*. Pearson Education, Tercera edición, Naucalpan de Juárez, Edo. de México, México, 1998. 997p.
- [16] ESTO AG & Co. *99 Ejemplos prácticos de aprobaciones neumáticas*, Ruitter Strabe 82, Estados Unidos, 2000, 121p.

- [17] CREUS, S. ANTONIO. *Instrumentación Industrial*. Alfaomega, Sexta edición, Barcelona, España, 1997, 755 p.
- [18] JASHIMOTO, M. LIZETH, DE LA VEGA, B. ENRIQUE, LOPEZ, M. FRANCISCO, O. DUARTE, K. LUCERO. *Fuerza máxima de agarre con mano dominante y no dominante*. Congreso internacional de ergonomía, SEMAC, Instituto de Tecnología de Hermosillo, Sonora, México, 2009, 16p.
- [19] SERRA, A. PILAR. *Prótesis*. Informe Ortoprotésico. Universidad de Valencia, Valencia, España, 2006, 12 p.
- [20] GARCÍA, D. MARIA, J. *Guía descriptiva de ortoprótesis*. Ministerio de Sanidad y Consumo de España, Secretaria General Técnica, Madrid, España, 2010, 261p. Tomo dos.
- [21] MENAGER, D. *Amputaciones y prótesis de miembro inferior*. Editions Scientifiques et Medicales SAS, Paris, Francia, 2002, 14p.
- [22] MALONEY, J. TIMOTHY. *Electrónica Industrial Dispositivos y Sistemas*. Monroe County Community College, Editorial Prentice-Hall Latinoamérica S.A. Primera edición traducida, Estado de México, México, 1983, 557p.
- [23] RAMOS, L. RAIDEL, BARYOLO, C. ALFREDO, D. *Rehabilitación del Amputado de Miembro Inferior*. Portal de medicina de rehabilitación cubana. Camaguey, Cuba, 15 de Septiembre de 2005.
- [24] RAMOS, JULIA, M. *Rehabilitación del amputado*. Esp. 1er Grado Medicina Física y Rehabilitación. CNOT Cuba-RDA. Cuba,
- [25] STREETER. VOCTOR, L. WYLIE E. BENJAMIN. *Dinámica de los fluidos*. Editorial McGraw- Hill, Octava Edición (Tercera en español), México, 1988, 594 p.

REFERENCIAS DE INTERNET

- [26] FMdiabetes, Consultado en noviembre de 2011, Disponible en: <http://www.fmdiabetes.com/www/diabetes/ejercicio.asp>
- [27] RAMOS M. J. *Rehabilitación del amputado*, Consultado en noviembre de 2011, Disponible en: http://www.sld.cu/galerias/pdf/sitios/rehabilitacion/rehabilitacion_del_amputado.pdf
- [28] INEGI, *Discapacidad en México*, Consultado en febrero de 2012, Disponible en: <http://cuentame.inegi.org.mx/poblacion/discapacidad.aspx?tema=P>
- [29] Medicina de rehabilitación, *Discapacidad, rehabilitación, humanidad*, Consultado en febrero de 2012, Disponible en: <http://www.sld.cu/sitios/rehabilitacion/index.php>
- [30] Aputee Coalition, *Limb loss resource center*, Consultado en agosto de 2012, Disponible en: http://www.amputee-coalition.org/fact_sheets/index.html

- [31] Amputación transfemoral, *Toma de molde para amputación transfemoral*, Consultado en agosto de 2012, Disponible en: <http://amputaciontransfemoral.blogspot.mx/2007/12/toma-de-molde-para-protesis.html>
- [32] Ottobock, *Encaje protésico*, Consultado en agosto de 2012, Disponible en: http://www.ottobock.com.mx/cps/rde/xchg/ob_lam_es/hs.xsl/20393.html
- [33] NIBIB, *Piernas robóticas motorizadas*, Consultado en septiembre de 2012, Disponible en: <http://www.nibib.nih.gov/EnEspanol/eAvances/31Mar10>
- [34] Festo, *Catálogo de valvulas*, Consultado en septiembre de 2012, Disponible en: <http://www.festo.com/net/startpage/>
- [35] STCvalve, *Catálogo de valvulas*, Consultado en septiembre de 2012, Disponible en: <http://www.stcvalve.com/>
- [36] Valvias, *Calculo del coeficiente de descarga de una válvula*, Consultado en noviembre de 2012, Disponible en: <http://www.valvias.com/coeficiente-de-descarga.php>
- [37] MAQLAB, *Conceptos neumáticos en válvulas*, Consultado en noviembre de 2012, Disponible en: http://maqlab.uc3m.es/NEUMATICA/Capitulo1/C1_apartado4.htm
- [38] Lanceta, *Catálogo de productos*, Consultado en noviembre de 2012, Disponible en: http://www.lancetahg.com/lanceta/01_lancetahg.html
- [39] Anatomía, *Investigación muñón*, Consultado en diciembre de 2012, Disponible en: <http://repository.eafit.edu.co/bitstream/10784/336/2/Anexos.pdf>
- [40] CENETEC, *Guía de equipamiento, unidad de rehabilitación*, Consultado en diciembre de 2012, Disponible en: http://www.cenetec.salud.gob.mx/descargas/equipo_guias/Rehabilitacion.pdf
- [41] CNA, *Temperatura del valle de México*, Consultado en diciembre de 2012, Disponible en: http://smn.cna.gob.mx/index.php?option=com_content&view=article&id=73&Itemid=58
- [42] DYCORP, *Prótesis*, Consultado en diciembre de 2012, Disponible en: <http://ortho-mex.redtienda.net/cat.php?id=190451>
- [43] Universidad Nacional Experimental “Francisco de Miranda”, *Sensores de presión*, Consultado en diciembre de 2012, Disponible en: <http://instrumentacionunefm.files.wordpress.com/2012/05/sensores-de-presion.pdf>

PATENTES

- [44] WILSON M. T. Structure of a stabilized artificial lim, Número de patente: US4149280, Junio 9, 1977, Disponible en: <http://www.google.com.mx/patents?id=qak7AAAAEBAJ&pg=PA5&dq=socket+adjustable+prosthesis&hl=en&sa=X&ei=aGUpT6T7J4m02gWhxfXLAG&ved=0CDwQ6AEwBQ#v=onepage&q=socket%20adjustable%20prosthesis&f=false>

- [45] JAMES B. P., *Adjustable prosthetic socket*, Número de patente: US6991657, Enero 31, 2006, Disponible en: <http://www.freepatentsonline.com/6991657.html>
- [46] MANTELMACHER H. L., *Sure-fit prosthetic attachment system*, , Número de patente: US20040199264, Octubre 07, 2004, Disponible en: <http://www.google.com/patents?id=B3KfAAAAEBAJ&pg=PA13&dq=socket+transfemor+adjustable&hl=en&sa=X&ei=n9QpT43GM7Cl2AXpwIHDAg&ved=0CEAQ6AEwBTgU#v=onepage&q=socket%20transfemor+adjustable&f=false>
- [47] MAHOM L.A., *Adjustable prosthetic interface and related system and methods*, Número de patente:US20110071647, Marzo 24, 2011, Disponible en: http://www.google.com/patents?id=_ENgAQAAEBAJ&pg=PA49&dq=socket+transfemor+adjustable&hl=en&sa=X&ei=69gpT5HzKKGK2QX25OHHAg&ved=0CEQQ6AEwBg#v=onepage&q=socket%20transfemor+adjustable&f=false
- [48] PHILLIPS V. L., *Socket insert having a bladder system*, Número de patente: US20030181990, Septiembre 25, 2003, Disponible en: <http://www.google.com/patents?id=W2CdAAAAEBAJ&printsec=abstract&zoom=4#v=onepage&q&f=false>
- [49] MARX N., MARX H. W., *Fluctuating volumen adjustable preparatory below knee prosthetic socket*, Número de patente: US4842608, Junio 27, 1989, Disponible en: <http://www.google.com/patents?id=iJ4xAAAAEBAJ&pg=PA7&dq=socket+prosthetic+preparatory&hl=en&sa=X&ei=4wkrT9aOMA-62gWFxlyDDw&ved=0CDcQ6AEwAA#v=onepage&q=socket%20prosthetic%20preparatory&f=false>
- [50] PACANOWKY A., GLAISTER B., SCHOEN J., MULHOLLAND K., *Adjustable prosthetic*, Número de patente: US20100274364, Octubre 28, 2010, Disponible en: <http://www.google.com/patents?id=H5bYAAAAEBAJ&pg=PA22&dq=adjustable+prosthetic+socket&hl=en&sa=X&ei=lwgrT5zTKuHK2AX2itTsDg&ved=0CD0Q6AEwAzgK#v=onepage&q=adjustable%20prosthetic%20socket&f=false>
- [51] GEORGE B. H., *Cushion ischial seat for an artificial above-knee leg socket and below-knee weight bearing lacer*, Número de patente: US2908016, Octubre 13, 1959, Disponible en: <http://www.freepatentsonline.com/2908016.html>
- [52] COTTINGHAM H. V., SCROCCO J., *Adjustable prosthetic limb*, Número de patente: US4161042, Julio 17, 1979, Disponible en: <http://www.google.com/patents?id=Pt45AAAAEBAJ&pg=PA8&dq=adjustable+prosthetic+socket&hl=en&sa=X&ei=lwgrT5zTKuHK2AX2itTsDg&ved=0CD0Q6AEwBDgK#v=onepage&q=adjustable%20prosthetic%20socket&f=false>
- [53] BROWN R. N., *Adjustable post-operative preparatory prosthetic system*, Número de patente: US5728165, Marzo 17, 1998, Disponible en: <http://www.google.com/patents?id=tyAaAAAAEBAJ&pg=PA9&dq=adjustable+prosthetic+socket&hl=en&sa=X&ei=lwgrT5zTKuHK2AX2itTsDg&ved=0CEwQ6AEwCTgK#v=onepage&q=adjustable%20prosthetic%20socket&f=false>

- [54] AL-TURAIKL M. H. S., *Adjustable tension prosthetic ankle rotatory for lower limb apparatus*, Número de patente: US7416565, Agosto 26, 2008, Disponible en: <http://www.google.com/patents?id=tfysAAAAEBAJ&pg=PA7&dq=AUTO+adjustable+prosthetic+socket&hl=en&sa=X&ei=mg0rT8zSGOXg2QXq5qSGDw&ved=0CDgQ6AEwAg#v=onepage&q=AUTO%20adjustable%20prosthetic%20socket&f=false>

HOJAS DE ESPECIFICACIONES

- [55] Sensor de presión, Sensor de presión MPX5050DP, Motorola, Consultado en enero de 2012, Disponible en: <http://www.alldatasheet.com/datasheet-pdf/pdf/310107/FREESCALE/MPX5050DP.html>
- [56] Microcontrolador, Microcontrolador ATMEGA328P, Atmel, Consultado en enero de 2012, Disponible en: <http://www.alldatasheet.com/datasheet-pdf/pdf/241077/ATMEL/ATMEGA328P.html>
- [57] Motor de bomba neumática, Motor FK-280PA/SA, Mabuchimotor, Consultado en enero de 2012, Disponible en: http://www.mabuchi-motor.co.jp/cgi-bin/catalog/e_catalog.cgi?CAT_ID=fk_280pasa
- [58] Servomotor, Servomotor estándar, Power HD 3001 HB, Consultado en enero de 2012, Disponible en: <http://www.robot-r-us.com/vmchk/motor-rc-servos/power-hd-standard-servo-3001hb.html>