



Universidad Nacional Autónoma de México

Facultad de Ingeniería

MONITOREO DE LA PRESIÓN SANGUÍNEA EN PRÓTESIS
TRANSFEMORAL

TESIS

Que para obtener el título de:
INGENIERO MECATRÓNICO

Presenta:

Eduardo Anguiano Anaya

Directora de Tesis:

M.I. Hanna Leslye García Guerra



México D.F. 2015



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.

“No solo necesitamos alguien a quién amar, también necesitamos amigos, mentores, modelos a seguir y gente que nos apoye, que crea en nuestros sueños y que nos ayude a alcanzarlos.”

– Nick Vujicic –

Agradecimientos

“La carrera de ingeniería no es de velocidad, sino de resistencia, por lo que la disciplina y perseverancia son ingredientes esenciales para dar el paso que deja alcanzar la meta establecida.”

– Eduardo Anguiano Anaya –

A mi mamá – la Sra. Julia Anaya Martínez – mi guía en la vida; por todo su amor, consejos y dedicación incondicional. Por su esmero para darme todo lo que he necesitado – pues sé que fácil no es – y, sobre todo, porque la vida no pudo darme mejor madre y padre al mismo tiempo. ¡Gracias por hacer de mí lo que soy!

A mis abuelitos Abraham † y Alberta † por ser un ejemplo de vida para mí, y a toda mi familia; por su apoyo, cariño y aliento para dar siempre lo mejor de mí.

A mi linda amiga Xóchitl Méndez Gutiérrez; por las charlas y las tardes de “gordeo” pero, principalmente, por su compañía y apoyo. ¡Gracias por estar ahí!

A mi directora de tesis, la M.I. Hanna Leslye García Guerra; por su amistad y confianza al permitirme trabajar con este proyecto, por el tiempo que me brindó, por sus enseñanzas, paciencia y guía para culminar con este trabajo.

A la ingeniera Ana Marissa Juárez Mendoza; por la amistad brindada, por sus observaciones, la transmisión de su saber y, especialmente, por su inconmensurable apoyo como mi codirectora.

Al Programa de Apoyo a Proyectos de Investigación e Innovación Tecnológica ya que este trabajo se realizó en el marco del proyecto PAPIIT IT101915 “Mecatrónica en los sistemas biomédicos”.

Al ingeniero Mario Jiménez Velasco; por brindarme su amistad y apoyo durante la realización de mi servicio social, así como, al Dr. Álvaro Ayala Ruiz; por tan dicharacheros epítetos y por permitirme formar parte de su equipo de trabajo, ayudando a complementar mi formación.

A mis queridas amigas Lorena Annel, Patricia, Miriam y a mi amigo Sergio Jesús. Una disculpa por las ausencias, pero saben que “la distancia separa cuerpos, más nunca corazones”.

A mis buenos amigos del inglés – caídos y no caídos – Orlando, Sebastián, Alexis, Johnny, Miner, Paola, Norma, Teissi, Angie y Xóchitl. Por esos fines de trimestre, por los chascarrillos sicalípticos, las “conspiracy theories” y por aquellos lugares donde a uno le enseñan a bailar. ¡Salud por eso!

A mis amigos “cashbys” Francisco Isaac y Diana; por el tiempo, apoyo y risas compartidas. Por las apreciaciones tan ocurrentes de la Srita. Presidenta, por la refutación de mi primera hipótesis y, esencialmente, porque irendirse jamás!

Por último, mi máximo agradecimiento a la Universidad Nacional Autónoma de México y a mi alma mater, la Facultad de Ingeniería; por la excelencia de sus profesores, técnicos y asesores que permitieron la formación óptima de mí ser.

“Incipit vita nova”

Índice

Resumen	i
Abstract	i
Objetivo	ii
Justificación	ii
Capítulo 1: Precedentes	1
1.1 ¿Qué se sabe sobre la discapacidad?	2
1.1.1 Discapacidad en México	3
1.1.2 Origen de la discapacidad	4
1.2 Discapacidad e hipertensión	5
1.3 Amputación Transfemoral	6
1.3.1 Niveles de amputación	6
1.3.2 Vía circulatoria del miembro inferior	8
1.4 Métodos invasivos y no invasivos	10
1.4.1 Evolución de la medición de la presión arterial	11
1.5 Dispositivos para la adquisición de condiciones fisiológicas	12
1.5.1 Estudio de la presión sanguínea	14
1.5.2 Clasificación de la presión arterial	15
1.5.3 Evaluación de la presión arterial	16
Capítulo 2: ¿Qué es un sensor?	20
2.1 Clasificación de los sensores	21
2.1.1 Selección del sensor	23
2.2 Tipos de presión	25
2.2.1 Concepto de presión	26
2.2.2 Referencia de presión	26
2.3 Pauta de diseño	27
2.3.1 Consideraciones para la elección del sensor	28
2.4 Configuración del sistema de instrumentación	28
2.4.1 Restricción de la magnitud física	34
2.5 Toma de la presión arterial	35

2.5.1 Medición oscilométrica de la presión arterial	36
2.6 Requerimientos del sensor	37
Capítulo 3: El sensor de presión MPX5050DP	39
3.1 Caracterización del sensor MPX5050DP	41
3.1.1 Adquisición de la señal de oscilación	43
3.2 Presión sanguínea a nivel transfemoral	46
3.2.1 Conversión A/D de los valores de presión	48
3.3 Resolución y alcance del sistema	49
3.3.1 Efecto de la gravedad en la presión sanguínea	52
3.4 Consentimiento informado	53
3.4.1 Procedimiento de adquisición para la señal oscilométrica	53
3.4.2 Ruidos de Korotkoff	55
3.4.3 Protocolo para la adquisición de señales en usuarios	56
Capítulo 4: Análisis de la información obtenida	59
4.1 Resultados obtenidos	62
4.2 Conclusión	64
4.3 Trabajo a futuro	66
Bibliografía	67
ANEXO 1: Especificaciones del sensor MPX5050DP	70
ANEXO 2: Especificaciones del amplificador operacional LM324N	74
ANEXO 3: Carta de consentimiento informado	82
ANEXO 4: Cuestionario de antecedentes familiares y personales	87
ANEXO 5: Voltajes caracterizados acorde al valor de presión	89
ANEXO 6: Resultados obtenidos mediante el método auscultatorio y oscilométrico para las regiones femoral izquierda y derecha.	91

Resumen

Ante el incremento de enfermedades como la diabetes e hipertensión acontecen cambios que afectan el desempeño y actividades de los individuos. Aunado a ello, se tiene el incremento de amputaciones donde las intervenciones para superar las desventajas asociadas son múltiples, sistémicas y variantes según el contexto. De ahí que, contar con indicadores sobre el estado de salud de una persona sea indispensable, para que el especialista brinde diagnóstico oportuno ante un posible daño a la salud de la misma.

Por ello, este trabajo presenta la propuesta para la estructuración de un dispositivo que permite el monitoreo no invasivo de la presión arterial a nivel transfemoral. El instrumento de adquisición contribuye a la obtención de una alternativa viable, que permite mantener un control sobre el estado en que se encuentra el miembro del usuario que hace uso de un elemento protésico en dicho nivel. La evaluación del modelo funcional del instrumento, permite así, la obtención de información fiable sobre el valor de presión en el muslo de una persona, de modo que, la información obtenida también puede ser utilizada para el mejoramiento de las condiciones de adaptabilidad del elemento protésico al individuo.

Palabras clave: presión arterial/sanguínea, transfemoral, miembro inferior, instrumentación, no invasivo.

Abstract

The increase of diseases like hypertension and diabetes can lead to complaints that affect the physical performance and the activities of the people. Join to this, exist the problematic about the increase of amputations where interventions to overcome the associated disadvantages are multiple, systemic and variants according to context. Therefore, have indicators about the state of health of a person is essential for specialist to provide early diagnosis before possible damage to the health of it.

For this reason, this paper presents the proposal to make a device that allows the non-invasive blood pressure monitoring at transfemoral level. The acquisition instrument contributes to the obtaining of a viable alternative, which make possible the monitoring over the member condition of the user who uses a lower limb prosthesis. Thus, the evaluation of the functional model of the instrument allows get reliable information about the pressure value in the thigh of a person, so that information also can be used to the improvement of the adaptability conditions of the prosthetic element to the individual.

Key words: prosthesis, lower limb, blood pressure, instrumentation, non-invasive.

Objetivo

Estructurar el sistema de adquisición de la presión sanguínea a nivel transfemoral y constatar la fiabilidad de operación del mismo en dicho nivel.

Justificación

La hipertensión arterial forma parte de los problemas que aquejan con mayor frecuencia a la población mexicana y aunado a problemas como la diabetes o particularmente la amputación por encima de la rodilla de una pierna, puede deteriorar significativamente el estado de salud de una persona. La toma de la presión sanguínea forma parte de los signos vitales que el profesional clínico incluye en sus historiales, pues esta variable, es determinante para la apreciación del estado de salud del individuo. Contar con el monitoreo de la presión sanguínea a nivel transfemoral contribuirá a la obtención de información que permita mejorar el funcionamiento del elemento protésico, reduciendo las posibles afecciones sobre el miembro de la persona ocasionadas por el uso de dicho dispositivo. Además, el hecho de que las componentes de la presión sanguínea se asocien con la aparición de otros padecimientos, permitirá proveer a los especialistas en materia de salud, de indicadores que contribuyan a la oportuna atención de los usuarios.

Capítulo 1: Precedentes

“El investigador no tiene que ver únicamente hacia adelante, sino que debe contar con una visión de otros campos, la multidisciplinariedad.”

– Dr. Abraham Balderas López –

La discapacidad es un problema que afecta la salud de las personas en nuestra sociedad. Se trata de un problema creciente en el que la mayor parte de éstas sufrirá algún tipo de discapacidad transitoria o permanente en algún momento de su vida, y las que lleguen a la senilidad experimentarán dificultades crecientes en sus actividades. La discapacidad es compleja, y las intervenciones para superar las desventajas asociadas a ella son múltiples, sistémicas y varían según el contexto. [1]

Por ello, ante el imprevisto de una amputación, ocurren no solo cambios desde lo físico, sino también sociales y psicológicos afectando el desempeño y las actividades de la persona en los diversos escenarios donde se desenvuelve. [2] El término amputación es definido como la «separación de un miembro o parte de él mismo, practicada en la continuidad de uno o más huesos.»[3]. Se trata de un proceso de restablecimiento que dota a la persona de un muñón permitiéndole reintegrarse a sus actividades, mejorando así, su calidad de vida.

Sin embargo, también se generan múltiples modificaciones a nivel de diferentes sistemas, no sólo de orden anatómico sino también fisiológico. En esta medida, requiere que la persona que ha sufrido la amputación realice una serie de adaptaciones para conservar su funcionalidad y para continuar con el desempeño de sus actividades rutinarias. [2] Los usuarios con una extremidad amputada por encima de rodilla presentan alteración en la mecánica y adaptación anatómica, debido a que el fémur ya no presenta una alineación normal en relación con la tibia.

Por otra parte, a medida que transcurre el tiempo, las articulaciones proximales a la amputación y las del miembro sano sufren un desgaste por la sobrecarga. Esto genera la aparición de patologías como artrosis y osteoporosis, pues la densidad normal del hueso disminuye por el cambio de actividad del individuo, lo cual ocasiona un flujo sanguíneo menor y, por consiguiente, la nutrición del hueso resulta afectada. Estos son factores prevalentes que pueden llevar a consecuencias en el sistema arterial y pueden contribuir al aumento de la morbilidad cardiovascular. [2]

1.1 ¿Qué se sabe sobre la discapacidad?

Con base en la Clasificación Internacional del Funcionamiento, de la Discapacidad y de la Salud (CIF) y a la Organización de las Naciones Unidas (ONU), la discapacidad es un término común que incluye deficiencia, limitación de la actividad y restricción a la participación. Se estima que de las más de mil millones de personas en todo el mundo viven con una discapacidad, y el 80% de ellos viven

en países en desarrollo. La discapacidad puede entenderse como la interacción entre personas que padecen alguna afección a su salud (por ejemplo, parálisis cerebral, síndrome de Down, depresión, amputaciones, entre otras) y factores personales y ambientales (por ejemplo, actitudes negativas, transporte y edificios públicos inaccesibles y un apoyo social limitado).

De igual forma, el informe mundial sobre la discapacidad de la Organización Mundial de la Salud (OMS, 2011), destaca que de estas mil millones de personas con alguna forma de discapacidad (15% de la población mundial), casi 200 millones experimentan dificultades considerables en sus actividades. Por ello, es de esperarse que en años futuros la discapacidad sea un motivo de preocupación aún mayor, pues su prevalencia va en aumento. Esto se debe a que la población está envejeciendo y el riesgo de discapacidad es superior entre los adultos mayores, y también el aumento de las enfermedades crónicas como la diabetes y las enfermedades cardiovasculares.

1.1.1 Discapacidad en México

Acorde con la Encuesta Nacional de Ingresos y Gastos de los Hogares (ENIGH-2012) en el país existen 31.5 millones de hogares, de ellos 6.1 millones reportan que existe al menos una persona con discapacidad; es decir, en 19 de cada 100 hogares vive una persona con discapacidad. Entre las cuales destacan las personas con limitaciones en su movilidad (caminar o moverse), pues esta es la limitación que se presenta con mayor frecuencia entre la población del país (Fig. 1). Dicha limitación se debe a la dificultad de los individuos para realizar actividades como caminar o moverse por la falta de todo o una parte del miembro pélvico. Incluyendo también, a aquellos individuos sin amputación de miembro inferior que poseen limitaciones para moverse o tienen movimiento nulo de los mismos, requiriendo la asistencia de otra persona o dispositivo que pueda facilitar dichas acciones (silla de ruedas, andadera, prótesis).

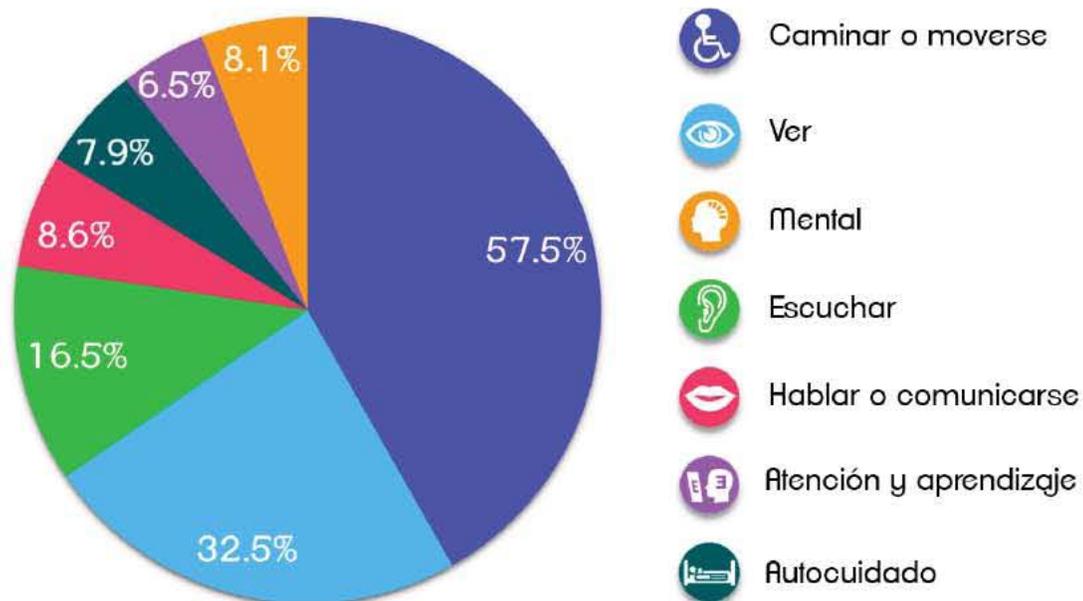


Fig. 1: Porcentaje de la población con discapacidad según la dificultad en la actividad (año 2012).
 [4] NOTA: La suma de porcentajes es mayor a 100% por la población con más de una dificultad.

1.1.2 Origen de la discapacidad

Las causas de la discapacidad se relacionan con aspectos de orden biológico, económico y sociocultural, así como con las condiciones del entorno. El censo de población y vivienda 2010 identifica cuatro orígenes básicos: nacimiento, enfermedad, accidente y edad avanzada (Fig. 2). En donde, de cada 100 personas con discapacidad:

- 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.

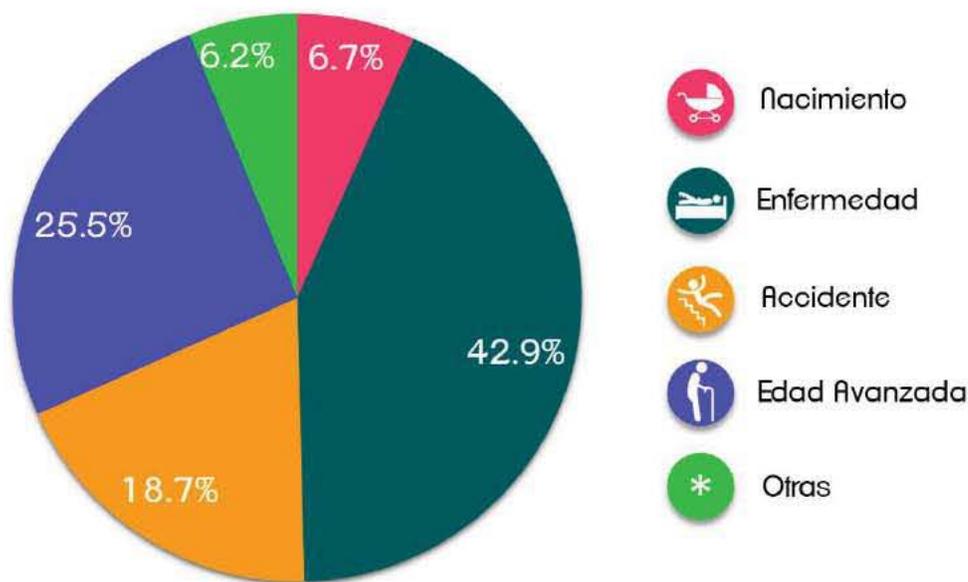


Fig. 2: Porcentaje de la población con discapacidad según causa de la misma (año 2010). [5]

1.2 Discapacidad e hipertensión

En nuestro país existen variantes en la manera de enfermar y de morir. Estos cambios están ligados al incremento de adultos mayores en la población y sobre todo al aumento de los riesgos relacionados con estilos de vida poco saludables, dentro de los que resaltan: el consumo excesivo de alcohol, el tabaquismo, la mala nutrición, la discapacidad, el estrés y el incremento de enfermedades crónicas degenerativas como la hipertensión, los infartos, las enfermedades respiratorias y la diabetes. En relación con la comorbilidad con hipertensión, 47% de los individuos con diagnóstico médico de diabetes también han recibido ya un diagnóstico de hipertensión; esto es, del total de la población de 20 años o más en México, 4.3% (cerca de 3 millones), viven con diabetes e hipertensión.

Por lo que se refiere a las complicaciones más frecuentes relacionadas con la diabetes, del total de personas que reportan diagnóstico previo, 47.6% (3 millones) reportaron visión disminuida, 38% (2.4 millones) ardor, dolor o pérdida de sensibilidad en los pies, 13.9% (889 mil) daños en la retina. Por gravedad, 2% (128 mil) reportaron amputaciones, 1.4% (89 mil) diálisis y 2.8% (182 mil) infartos. [6]

1.3 Amputación Transfemoral

La amputación de miembro inferior (Fig. 3) generalmente se presenta debido a enfermedades vasculares, encontrándose después, entre otras, los traumatismos, los tumores y las malformaciones congénitas. Las amputaciones de miembro inferior interfieren de forma directa con las actividades de la persona amputada ya que se modifican funciones básicas como la capacidad de marcha normal, produciendo una pérdida de la función física, un cambio en la distribución del peso por la falta del miembro, alteraciones en la coordinación, en la capacidad sensitiva de la posición relativa de miembros contiguos (propiocepción) y equilibrio. Para adaptarse a esos cambios, y en un intento de mantener la estabilidad, el amputado realiza compensaciones posturales que van a depender del nivel de amputación. [7]

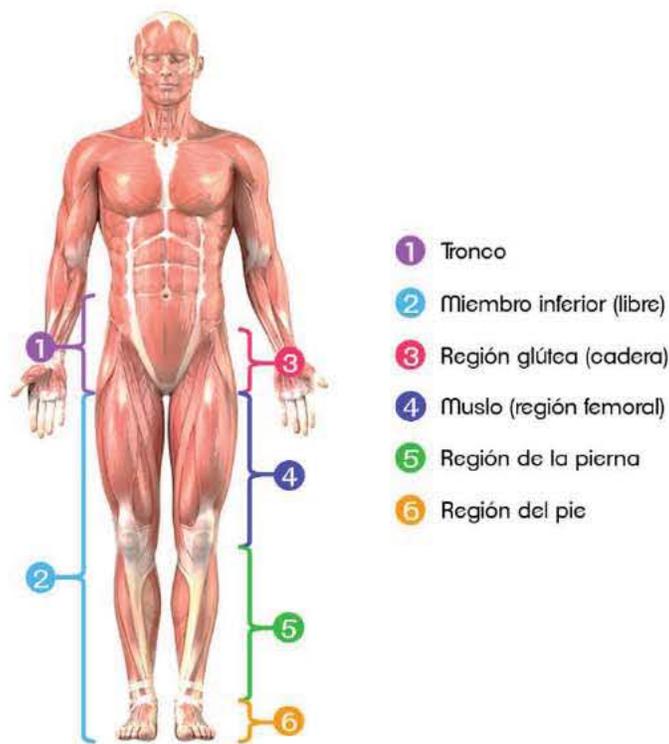


Fig. 3: Regiones del miembro inferior. [7]

1.3.1 Niveles de amputación [7]

Puede realizarse una distinción entre los distintos niveles de amputación (Fig. 4), clasificándolos de la siguiente manera:



Fig. 4: Niveles de amputación en miembro pélvico. [7]

- ❖ **Amputación de Chopart (mediotarsiana).** Plantea problemas importantes, pues el muñón es difícil de adaptar a una prótesis, produce dolor y dificulta la marcha.
- ❖ **Amputación de Syme (transmaleolar) y desarticulación de tobillo.** La extremidad residual es más corta, por lo que la marcha se ve afectada. El sujeto se beneficia de una mayor capacidad de carga en el muñón y tiene buen control sobre elementos protésicos.
- ❖ **Amputación transtibial (bajo la rodilla).** Puede ser considerado como el mejor nivel funcional para el usuario. Le restan dos articulaciones por encima del muñón amputado, posibilitando un buen control de prótesis y una marcha más natural.
- ❖ **Desarticulación de rodilla.** Es un nivel de amputación satisfactorio, pues permite un buen brazo de palanca para impulsar la prótesis.
- ❖ **Amputación transfemoral (sobre la rodilla).** Es el nivel de amputación más frecuente. Este tipo de muñón ofrece una excelente acción funcional lo suficientemente fuerte para controlar y mover una prótesis. Es importante prevenir las contracturas de cadera.
- ❖ **Desarticulación de cadera y amputación de cadera (hemipelvectomía).** Los sujetos con este nivel de amputación muchas veces optan por caminar sin

prótesis, pues la marcha les resulta menos incómoda, caminan más rápido y sienten menos limitación en sus actividades.

1.3.2 Vía circulatoria del miembro inferior

Las venas son conductos que transportan la sangre hacia el corazón, los cuales colapsan cuando no se encuentran llenos de sangre. El corazón se encarga de bombear la sangre a través de las arterias a todas las regiones corporales (órganos vitales, cabeza, extremidades, etc.). Posteriormente, la sangre se conduce a través de delgados vasos conocidos como capilares, los cuales forman una red. Es en este punto donde la red se transforma de capilares arteriales a capilares venosos (Fig. 5) y desde ahí los vasos incrementan su tamaño formando venas de mayor calibre hasta retornar la sangre al corazón. [8]

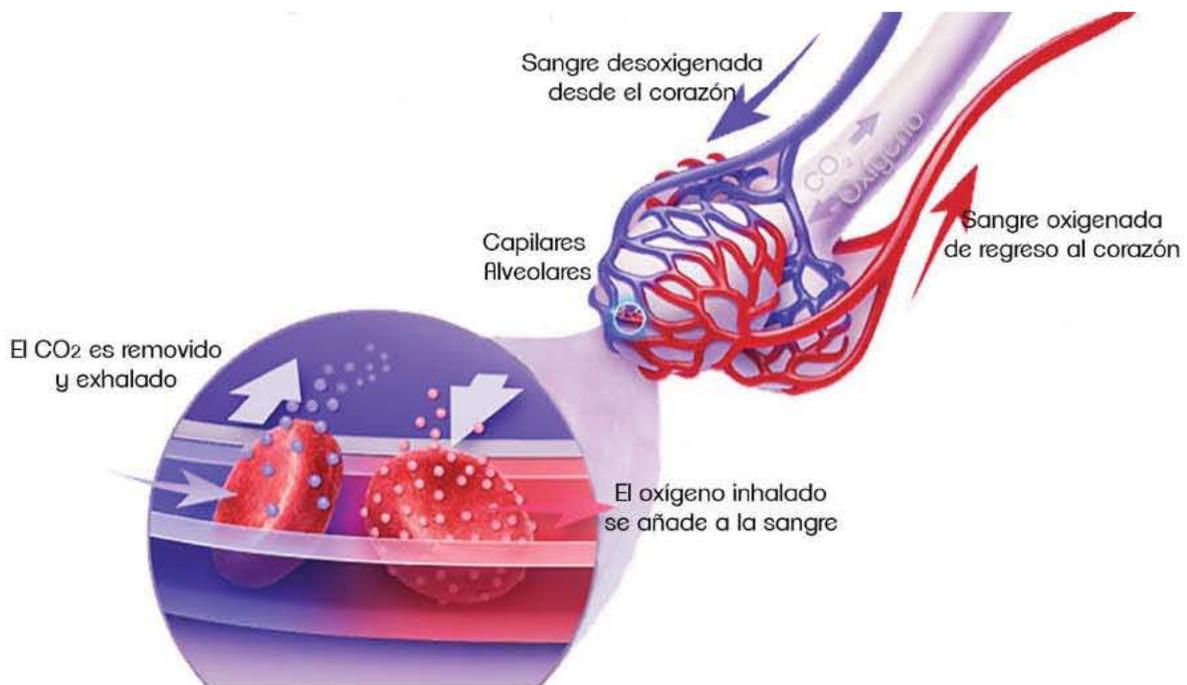


Fig. 5: Vista ampliada del intercambio de oxígeno en los capilares alveolares. [9]

El miembro inferior se divide en dos secciones, una sección superficial (epifascial), y una sección profunda (subfascial), siendo la fascia el recubrimiento muscular por donde discurren la safena mayor y la safena menor y que en el argot es conocido como fascia safena. A su vez, las venas del miembro pélvico pueden

ser catalogadas con respecto a esta fascia como: superficiales, si se encuentran por encima; profundas, si están por debajo; o perforantes, si atraviesan la fascia. [8], [10] (Fig. 6)

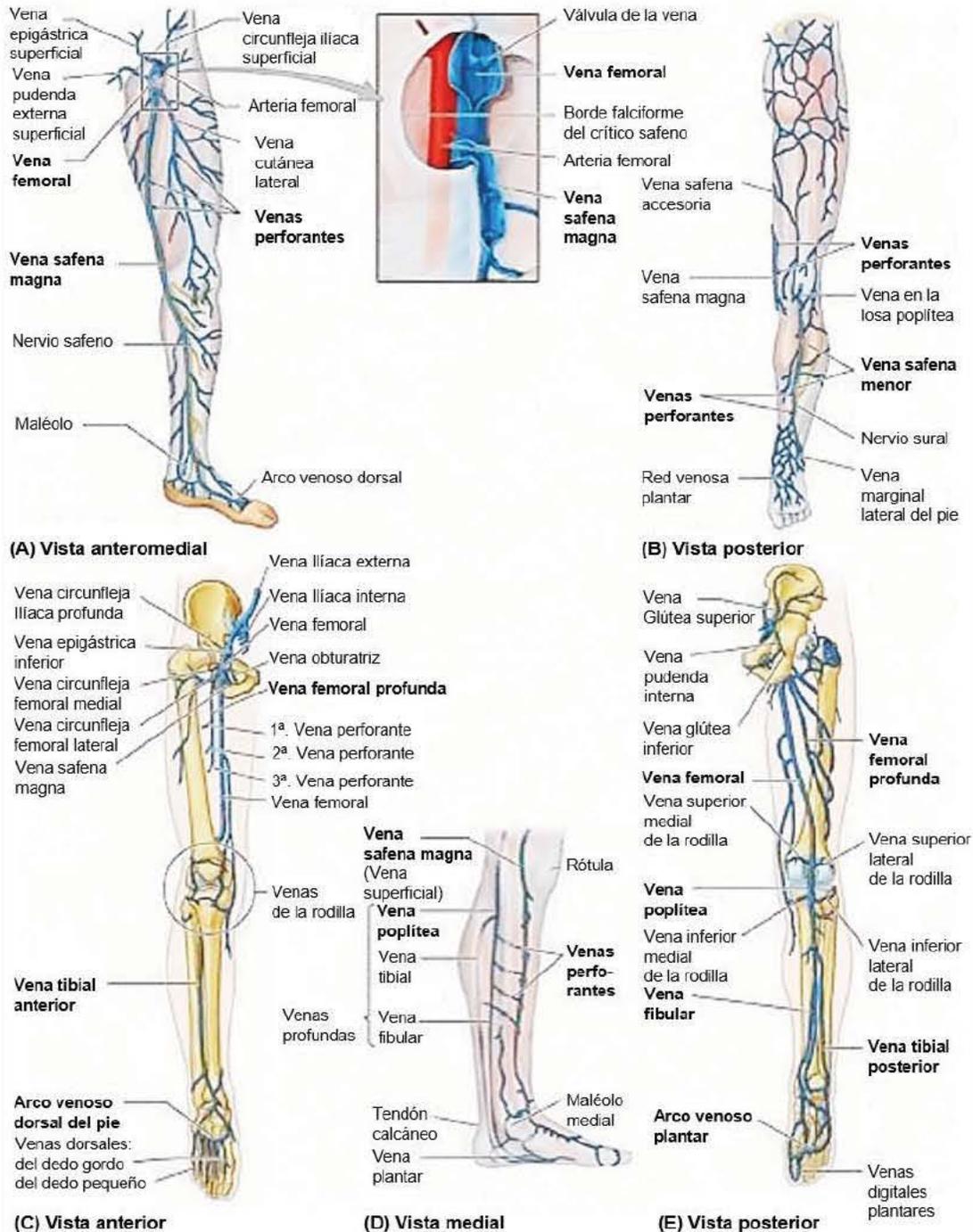


Fig. 6: Venas del miembro inferior. Las venas se dividen en superficiales (A y B) y profundas (C y E). A. Recuadro. Extremos proximales de las venas femoral y safena mayor, abiertos y expandidos para mostrar las válvulas. D. Venas perforantes múltiples que atraviesan la fascia profunda para desviar sangre desde las venas superficiales a las venas profundas. [11]

1.4 Métodos invasivos y no invasivos

A lo largo de la historia, la ciencia médica ha tenido como principal objetivo el diagnóstico y tratamiento de las distintas patologías del ser humano, buscando que el usuario sea afectado de forma mínima o, de ser posible, afectándolo en lo absoluto. A partir de este hecho, la medicina presenta tres tipos de procedimientos: invasivos, mínimamente invasivos y no invasivos. [12] Un procedimiento invasivo «es aquel que se vale de una o varias técnicas médicas que invaden el cuerpo, con un fin diagnóstico o terapéutico». [13] Como ejemplos de estos procesos invasivos se incluyen aquellos que involucran perforaciones, incisiones, caterizaciones u otro tipo de entrada en el cuerpo; las cirugías cardíacas y neurocirugías muestran esta característica.

Los procedimientos mínimamente invasivos, «consisten en procedimientos mayores a través de incisiones pequeñas, controladas por sistemas de imagen miniaturizados de alta complejidad tecnológica para reducir al mínimo el traumatismo quirúrgico» [14]; involucran típicamente dispositivos laparoscópicos e instrumentos manejados por control remoto con observación indirecta del campo quirúrgico por medio de un endoscopio o un dispositivo similar. Finalmente se tienen los procedimientos no invasivos, los cuales «utilizan herramientas de medida que estén en contacto con el usuario de forma superficial o bien, a cierta distancia de él». [15] Como ejemplo se tienen las imágenes diagnósticas tales como: tomografía axial computarizada, rayos X, resonancia magnética, bioelectromagnetismo (electrocardiografía, electromiografía, electroencefalografía) y elementos finitos del cuerpo, como son: frecuencia cardíaca, peso, altura, masa corporal, presión arterial, entre muchos otros. [12]

Los métodos no invasivos son de gran interés en la medicina. Pues proporcionan información a los expertos para brindar diagnósticos acertados sobre la salud de una persona, evitando que ésta pase por exámenes dolorosos, costosos, o posiblemente fuera de su alcance. Esto lleva a la problemática principal, que es, la capacidad de extraer una variable útil del cuerpo humano sin recurrir a métodos invasivos o medianamente invasivos.

El estado del arte sobre la detección no invasiva de variables como presión arterial de los usuarios, muestra un amplio estudio de las mismas al igual que distintas técnicas y dispositivos encargados de encontrarlas, esto con sus respectivas ventajas y desventajas, lo cual conlleva a un problema que cada día presenta más peso en los países que se encuentran en desarrollo: el alto costo de estos dispositivos. [12]

1.4.1 Evolución de la medición de la presión arterial

La evaluación de la presión sanguínea inicia con el surgimiento de la esfigmomanometría cruenta (método invasivo), realizando mediciones en animales apoyados en el uso de una cánula arterial conectada a un tubo de cristal en forma de «U» que contenía mercurio. De esta forma se relacionó la presión arterial con la atmosférica. Los primeros experimentos relacionados a la toma de la presión arterial en humanos fueron realizados por Carl Ludwing, quien en 1847 se valió de un procedimiento invasivo que utilizaba un catéter intrarterial que registraba la presión obtenida en un quimógrafo (aparato electromecánico que registra movimientos y sus relaciones temporales).

Años más tarde Vierordt hizo uso de un brazalete inflable para presionar la arteria y con ello obtener la presión arterial, sin embargo fracasó en el intento. El inventor del primer esfigmomanómetro fue el francés Jules Marey. Él se valió de un sistema rudimentario para medir el pulso aunque no era certero en la determinación de la presión arterial. Dicho sistema fue perfeccionado por Robert Ellis Dudgeon y fue utilizado por la marina norteamericana.

En 1856 se obtuvo por primera vez la determinación de la presión arterial mediante un dispositivo llamado pletismógrafo y para 1876, el austriaco Samuel Siegfried Karl Ritter von Basch creó el primer dispositivo fiable capaz de adquirir la presión arterial de manera no invasiva. Para ello hacía uso de un torniquete inflable y un manómetro, de modo que al desinflar el torniquete se registraba la presión del pulso, aunque la desventaja del dispositivo consistía en las dimensiones del instrumento. Veinte años más tarde, Scipione Riva-Rocci médico asistente del hospital de Turín en Italia, realizó una descripción sencilla de un método para la toma de la presión arterial y posteriormente se convirtió en el prototipo del esfigmomanómetro moderno (por esta razón se le considera el inventor del esfigmomanómetro). [16]

El instrumento de Riva-Rocci utilizaba un anillo inflable que se colocaba a la altura del codo para comprimir la arteria braquial, dicho anillo era conectado a un manómetro de cristal lleno de mercurio con lo que se medía la presión ejercida sobre el brazo. Después en 1901, durante un viaje por Italia, el afamado neurocirujano Harvey Cushing conoció in situ dicho invento, por lo que a su regreso a los Estados Unidos comenzó a trabajar en pequeñas modificaciones al diseño original para hacerlo más práctico. Se trata del instrumento de medición más utilizado hasta nuestros días; posteriormente y gracias a las investigaciones del ruso Nicolai Korotkov, se agregó el método auscultatorio (explorando los sonidos o ruidos) a la esfigmomanometría. [16]

El esfigmomanómetro hizo posible el descubrimiento de una enfermedad poco conocida hasta principios del siglo XX, la hipertensión. Durante el siglo XX se fabricaron nuevos aparatos para realizar mediciones tensionales, entre ellos, los oscilómetros de Pachon, Plech y el aneroide (empleando resortes en vez de la columna de mercurio). Actualmente, se pueden encontrar dispositivos electrónicos que miden la presión sanguínea a nivel de la arteria braquial (arteria del brazo), ajustable a la muñeca o a un dedo de la mano.

Los hay con compresores eléctricos para inflar el manguito [17] (automáticos), y otros que integran una perilla similar a la del esfigmomanómetro [18] (semiautomáticos). Aparatos basados en fotopleτισmografía, que permiten visualizar la variación del flujo sanguíneo como consecuencia de la actividad cardiaca, haciendo uso de una pareja de fotodiodo y fototransistor acoplados para la adquisición de la señal proveniente de un vaso sanguíneo del usuario. Por último, pueden encontrarse dispositivos basados en diferentes dispositivos y algoritmos de medición con mecanismos de impresión de los datos adquiridos en donde algunos de éstos, también son capaces de almacenar la información de múltiples mediciones y enviarlos posteriormente a una computadora para realizar análisis ulteriores. [19]

1.5 Dispositivos para la adquisición de condiciones fisiológicas

Planificar la elaboración de un modelo para la adquisición de una variable fisiológica como la presión arterial es una labor que requiere del conocimiento sobre los avances tecnológicos actuales dentro del campo de la biomédica. Esto permite ajustar un marco de referencia para justificar la utilidad del modelo de adquisición a presentar. Por ello, antes de realizar el estudio sobre la presión sanguínea, se realiza una breve reseña sobre algunos de los instrumentos diseñados para la adquisición de condiciones fisiológicas en la actualidad.

Ropa interior con biosensores (2010)

Un grupo de investigadores en nanoingeniería de la Universidad de California en San Diego, han diseñado ropa interior «inteligente». Dichas prendas permiten el monitoreo de la presión arterial, ritmo cardiaco, niveles de glucosa en la sangre, entre otras constantes vitales mediante el uso de instrumentos que permiten medir parámetros biológicos mediante la combinación de los mismos, con procesos

físico-químicos. El uso de dichas prendas permite controlar el estado de salud del usuario antes de que sea necesario un ingreso al hospital. [20]

Reloj de pulsera HealthSTATS® (2011)

La hipertensión puede ser controlada y tratada efectivamente mediante fármacos, sin embargo, según datos de la American Heart Association una cuarta parte de las personas que la padecen ni siquiera lo sabe. Por ello, investigaciones de la compañía HealthSTATS® en Singapur han diseñado un dispositivo inalámbrico con la apariencia de un reloj de pulsera (Fig. 7). Este puede medir la presión de forma continua, proporcionando datos más precisos que los obtenidos en las lecturas poco frecuentes en el consultorio médico. [21]



Fig. 7: monitor inalámbrico de HealthSTATS®. [21]

Diseño y construcción de un sistema de monitoreo de signos vitales (2013)

Estudiantes del Instituto Politécnico Nacional (IPN) diseñaron y construyeron un instrumento médico capaz de monitorear la presión arterial, el ritmo cardíaco y la temperatura corporal. Permitiendo así la obtención de un diagnóstico de los signos vitales muestreados en un chequeo médico. El dispositivo trabaja mediante el procesamiento digital de las señales fisiológicas adquiridas mediante un brazalete para después realizar un despliegue de la información sobre las condiciones físicas del paciente. [22]



Fig. 8: monitor de signos vitales. [22]

Monitor iHealth® (2014)

La empresa China *Xiaomi Inc.* incursionó en el campo de la salud al colaborar con la empresa *iHealth Labs* presentado un nuevo dispositivo (Fig. 9) que con la ayuda de una aplicación móvil instalada en el celular puede medir la presión arterial y el ritmo cardíaco. Se trata de un aparato similar a los utilizados en la medicina y que permite la automedida de la presión arterial. Al colocar el brazo en el dispositivo y con ayuda del teléfono puede registrarse toda la información histórica, además de que posibilita el análisis gráfico de dichos registros. [23]



Fig. 9: monitor iHealth®. [23]

1.5.1 Estudio de la presión sanguínea

La toma de la presión sanguínea es uno de los procedimientos mayormente realizados en la valoración general de un individuo. Esto se debe a que como constante vital, arroja información sobre la situación fisiopatológica del mismo. La presión arterial se define como «la fuerza que ejerce la sangre sobre las paredes

de las arterias y se expresa a través de las diferentes técnicas de medición como presión arterial sistólica, presión arterial diastólica y presión arterial media». [24] (Fig. 10)



Fig. 10: La presión arterial mide la fuerza que se aplica a las paredes arteriales. [25]

La presión arterial sistólica, es la máxima presión desarrollada durante la expulsión de la sangre por el corazón en contra del sistema arterial, debido a la contracción que ejerce el corazón. Se conoce como presión arterial diastólica, a la mínima presión que se puede registrar dentro del sistema arterial, esto es porque el corazón se relaja y se llena de sangre. Por último, la presión arterial media, es la media aritmética de los valores de las presiones sistólica y diastólica, su interés práctico es menor. [16]

1.5.2 Clasificación de la presión arterial

De acuerdo con la Organización Mundial de la Salud (OMS), uno de los factores de riesgo clave de las enfermedades cardiovasculares es la presión arterial alta. Esta afecta a aproximadamente mil millones de personas en el mundo, y puede provocar infartos e incidentes cerebrovasculares. Los investigadores estiman que la presión sanguínea alta es la causa por la que mueren anualmente nueve millones de personas. [26]

Los niveles adecuados durante el monitoreo de la presión arterial brindan la información necesaria para acotar de la mejor manera la información que se adquirirá. Dichos rangos, han sido establecidos de acuerdo a su severidad y se muestran a continuación (Tabla 1):

Nivel	Sistólica (mm Hg)	Diastólica (mm Hg)
Normal	< de 140	< de 90
HTA (leve)	140 – 180	90 – 105
HTA moderada y severa	> 180	> 105
Subgrupo limítrofe	140 – 160	90 – 95
HTA sistólica aislada	> 160	< 90
HTA sistólica aislada limítrofe	140 – 159	< 90

Tabla 1. Clasificación de la presión arterial, OMS. [26]

De acuerdo con la Clasificación Estadística Internacional de Enfermedades y Problemas Relacionados con la Salud (CIE-10) los rangos a considerar en la medición de la presión arterial, son los siguientes (Tabla 2):

Nivel	Sistólica (mm Hg)	Diastólica (mm Hg)
Presión arterial óptima	< de 120	< de 80
Presión arterial normal	120 – 129	80 – 84
Presión arterial normal alta	130 – 139	85 – 89
HTA etapa 1	140 – 159	90 – 99
HTA etapa 2	160 – 179	100 – 109
HTA etapa 3	≥ 180	≥ 110
Hipertensión sistólica aislada	≥ 140	< 90

Tabla 2. Clasificación de la presión arterial. [27]

1.5.3 Evaluación de la presión arterial

La presión arterial habitualmente es evaluada mediante un esfigmomanómetro, sin embargo, también es posible encontrar otros procedimientos como:

- Cambio de color capilar.
- A través del pulso.
- Auscultatorio.
- Oscilométrico.
- Ultrasónico/doppler.
- Intrarterial o directo.
- Tonometría por aplanación.

Fotopleletismografía.

Dentro de los métodos no invasivos utilizados actualmente para la medición de la presión arterial, pueden encontrarse:

-  **A través del pulso:** brinda un estimado de la presión sistólica, y comúnmente es utilizado durante circunstancias de riesgo y así definir el estado vital de un individuo.
-  **Ruscultatorio:** basado en un brazalete que se infla una vez que ha sido colocado en el brazo del sujeto hasta llegar a una presión superior a la presión sistólica; una vez realizado esto, un observador se ayuda de un estetoscopio y presta atención al primer y último sonido de Korotkoff, determinando así las presiones sistólica y diastólica mediante un manómetro.
-  **Oscilométrico:** este procedimiento observa y analiza las presiones encontradas dentro del esfigmomanómetro. Cuenta con un brazalete como el del método anterior, pero se asiste de un dispositivo electrónico que adquiere, analiza y convierte las oscilaciones de presión detectadas por el brazalete.
-  **Tonometría por aplanación:** es un método que mide las variaciones de presión en cada fase del pulso, mediante sensores de presión colocados perpendicularmente sobre la pared arterial.
-  **Fotopleletismografía:** este procedimiento utiliza un fotodiodo y un fototransistor acoplados sobre determinada arteria, captando la variación del volumen sanguíneo como consecuencia de la contracción arterial.

Características y costos de los sensores

Al momento de plantear el desarrollo de un nuevo instrumento de medición u adquisición de información sobre el estado de salud de una persona, debe realizarse la restricción de algunos factores que dependen directamente de la aplicación que se va a dar al dispositivo en cuestión y que permitirá el adecuado desarrollo del mismo. Por ello se realiza el planteamiento de aquellos requerimientos que pueden tomarse de forma general dentro del sistema y que engloban diversas categorías como el tipo de señal, factores externos, económicos y de salud.

Es importante señalar que acorde a las características del sensor es posible determinar el tipo de procesamiento que se dará a la información. De ahí que la

elección adecuada de este dispositivo sea de vital importancia pues puede incrementar o disminuir la cantidad de componentes necesarios durante la fabricación del dispositivo. Realizar un cambio en este componente puede afectar drásticamente la manera en que los componentes interactúan y se conectan entre sí, llevando a una revisión exhaustiva del diseño acorde a la complejidad tecnológica del dispositivo.

Con base en esta información, se establece el valor típico de presión arterial para una persona sana, que es de 120/80 mm Hg (16/11 kPa o 2.32/1.60 psi) «ciento veinte sobre ochenta», y el valor máximo como 180/110 mm Hg (24/15 kPa o 3.48/2.13) «ciento ochenta sobre ciento diez». Con esta información se realiza una búsqueda de mercado encontrando una infinidad de sensores de presión, sin embargo, la búsqueda ha sido acotada acorde al tipo de sensor (transductor biomédico) y al costo. Entre los sensores que pueden ser utilizados para la medición de la presión arterial, se encuentran los siguientes (Tabla 3):

DENOMINACIÓN	SERIE	IMAGEN	COSTO UNITARIO	TIPO DE PRESIÓN	PRESIÓN DE OPERACIÓN	SEÑAL	VOLTAJE DE SALIDA
NPA MEMS Pressure Sensors	NPA		US \$ 12.52 - 38.26	Absoluta, Diferencial y Manométrica	2.5 KPA [10" H2O] a 200 KPA [30 PSI]	Analógica, radiométrica, digital, I2C	0.5 V - 4.5
Integrated Silicon Pressure Sensor	MPX5050		US \$ 16.09	Diferencial, Manométrica	0 KPA [0 PSI] a 50 KPA [7.25 PSI]	Analógica, digital	0.2 V - 4.7 V
Compensated Silicon Pressure Sensors	MPX2102		US \$ 7.52	Absoluta, Diferencial y Manométrica	0 KPA [0 PSI] a 100 KPA [14.5 PSI]	Analógica	40 mV
MEMS Gauge Pressure Sensor	2SMPP		US \$ 6.13	Manométrica	0 KPA [0 PSI] a 50 KPA [7.25 PSI]	Analógica	4 mV
Board Mount Pressure Sensors	NSC		US \$ 29.91	Manométrica	0.25 KPA [0.04 PSI] a 1000 KPA [145 PSI]	Analógica	1.23 V - 1.40 V
Compensated Silicon Pressure Sensors	MPX2200		US \$ 12.20	Absoluta, Diferencial y Manométrica	0 KPA [0 PSI] a 200 KPA [29 PSI]	Analógica	40 mV
Integrated Silicon Pressure Sensor	MP3V5050		US \$ 10.62	Manométrica	0 KPA [0 PSI] a 50 KPA [7.25 PSI]	Analógica, digital	0.06 V - 2.82 V
High Volume Pressure Sensor for Disposable Applications	MPX2300		US \$ 3.59	Diferencial	0 KPA [0 PSI] a 40 KPA [5.80 PSI]	Analógica, radiométrica	2.98 mV - 3.04 mV
Basic Board Mount Pressure Sensors	NBP		US \$ 10.96	Manométrica	7 KPA [1 PSI] a 1034.2 KPA [150 PSI]	Analógica, radiométrica	15 mV
Basic Board Mount Pressure Sensors	NBP		US \$ 10.20	Manométrica	7 KPA [1 PSI] a 1034.2 KPA [150 PSI]	Analógica, radiométrica	3.90 mV - 7.4 mV

Tabla 3. Sensores de presión: se muestran diez de los sensores que pueden ser utilizados para medir la presión arterial. La variación en el costo depende principalmente de la tecnología que se utilice para su fabricación (ej. MEMS).

Capítulo 2: ¿Qué es un sensor?

“El esqueleto de la ciencia son los hechos, pero los músculos y los nervios son el significado que se les confiere, y el alma de la ciencia son las ideas.”

– Dr. Ruy Pérez Tamayo–

La Real Academia de la Lengua Española define sensor como «dispositivo que detecta una determinada acción externa, temperatura, presión, etc., y la transmite adecuadamente». Aunque también puede ser definido como «un dispositivo que en respuesta a las variaciones de una magnitud, produce una señal eléctrica útil para fines de medida, control o recopilación de información». [28] O bien, como «el elemento primario de un sistema que se ve afectado directamente por el fenómeno, cuerpo o sustancia portador de la magnitud a ser medida». [29] Los sensores son por tanto, dispositivos que permiten interactuar con las cantidades físicas (humedad, temperatura, movimiento, presión, etc.) de un sistema en particular, brindando información de dichas señales para análisis ulteriores (Fig. 11).

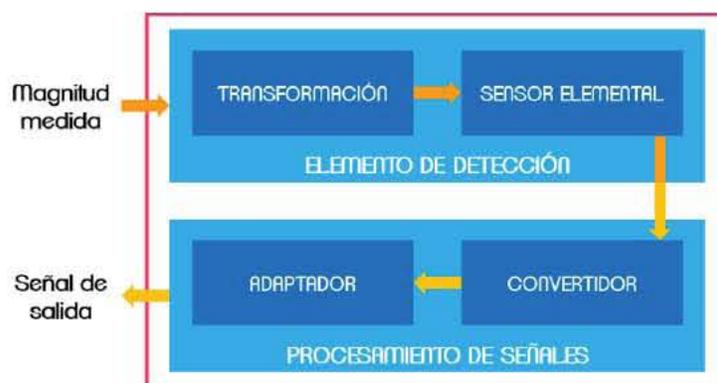


Fig. 11: Esquemafización del principio de funcionamiento de un sensor. [30]

2.1 Clasificación de los sensores

Los sensores son elementos idóneos para imitar la capacidad de percepción humana, por lo que hoy en día se encuentran incorporados en cualquier área tecnológica. Gracias a la característica de imitar la percepción humana, pueden encontrarse sensores relacionados con los distintos sentidos: vista, oído, tacto, es decir, que reaccionan a la luz, al sonido, al contacto, etc. Al igual que nuestro cerebro reacciona a la información que reciben nuestros sentidos, los dispositivos que incorporan dichos elementos reaccionarán a la información que reciben de ellos. [30] Dada la existencia de un sin número de sensores, es necesario clasificarlos para tener un mejor entendimiento de su naturaleza y funcionamiento (Tabla 4).

CLASIFICACIÓN DE LOS SENSORES			
FUNCIONAMIENTO	SEÑAL PROPORCIONADA	NATURALEZA DE FUNCIONAMIENTO	MÉTODO DE FABRICACIÓN
Activos	Analógica	Posición	Mecánicos
		Fotoeléctricos	Resistivos
		Magnéticos	Capacitivos
		Temperatura	Inductivos
Pasivos	Digital	Humedad	Piezoeléctricos
		Presión	Semiconductores
		Movimientos	Fotolitografía
		Químicos	Micromecanizado

Tabla 4: Clasificación de los sensores. [30]

Con base en su funcionamiento los sensores pueden ser clasificados como activos y pasivos. Los sensores activos requieren de fuentes externas de energía que alimenten de corriente al sistema para su funcionamiento. De forma contraria los sensores pasivos no requieren de dichas fuentes de energía, pues las condiciones medioambientales del sistema son suficientes para que realicen su cometido.

Atendiendo a las señales que proporcionan igualmente pueden encontrarse dos clasificaciones: sensores analógicos y digitales. Los sensores analógicos son aquellos que pueden tomar un extenso número de valores entre un mínimo y un máximo brindando información mediante una señal analógica (voltaje, corriente). Los sensores digitales proporcionan la información mediante «unos» y «ceros» lógicos (señal digital), o mejor dicho un código de bits.

Todo organismo vivo posee sensores biológicos con funciones similares a las de los dispositivos electrónicos, por ello acorde a la naturaleza de su funcionamiento es posible encontrar sensores para [30]:

- 🌀 **Posición:** perciben pequeñas diferencias en función de la posición que ocupan en cada instante los elementos que lo componen.
- 🌀 **Fotoeléctricos:** perciben pequeñas diferencias en función de la luz que incide sobre los mismos.
- 🌀 **Magnéticos:** perciben pequeñas diferencias en función del campo magnético que les atraviesa.
- 🌀 **Temperatura:** perciben pequeñas diferencias en función de la temperatura del lugar donde están ubicados.
- 🌀 **Humedad:** perciben pequeñas diferencias en función del nivel de humedad existente en el medio en que se encuentran.

- 🔊 **Presión:** perciben pequeñas diferencias en función de la presión a que son sometidos.
- 🔊 **Movimientos:** perciben pequeñas diferencias en función de los movimientos a que son sometidos.
- 🔊 **Químicos:** perciben pequeñas diferencias en función de los agentes químicos externos que pudieran incidir sobre ellos.

Por último y no por ello menos importante de acuerdo con el método de fabricación es posible encontrar sensores de tipo:

- 🔊 **Mecánico:** emplea contactos mecánicos que se abren o cierran.
- 🔊 **Resistivo:** emplea elementos resistivos.
- 🔊 **Capacitivo:** emplea condensadores.
- 🔊 **Inductivo:** emplea bobinas.
- 🔊 **Piezoeléctrico:** emplea cristales como el cuarzo.
- 🔊 **Semiconductor:** emplea materiales semiconductores.
- 🔊 **Fotolitográfico:** emplea un haz de luz como medio de transferencia.
- 🔊 **Micromecanizados:** emplea materiales semiconductores.

2.1.1 Selección del sensor

Para detectar las cualidades de un elemento haciendo uso de sensores, es necesario tener en cuenta el principio siguiente: «el objeto modifica o modula de alguna manera la energía y el sensor analiza la información correspondiente». [34] Es necesario discernir adecuadamente a los sensores, ordenándolos como piezas que se integran en un conjunto compuesto por otros componentes y grupos de componentes. Por ello es necesario que sean lo más fiables posible.

La variación habitual de presión, que se presenta a lo largo del sistema circulatorio (arterias), constituye el punto de partida para la definición de los valores característicos de la presión sanguínea. El punto máximo de la curva de presión se conoce como presión arterial sistólica (P_s) y el mínimo recibe el nombre de presión arterial diastólica (P_D) (Fig. 12). Cuando se es joven, las arterias próximas al corazón se encuentran a una presión sanguínea sistólica de unos 120 mm Hg (16 kPa o 2.32 psi) y una presión diastólica de 80 mm Hg (11 kPa o 1.60 psi), aproximadamente. Y esto varía con el alejamiento progresivo del corazón; puesto

que la presión sistólica en las arterias de las piernas se incrementa, en tanto que la presión diastólica desciende ligeramente.

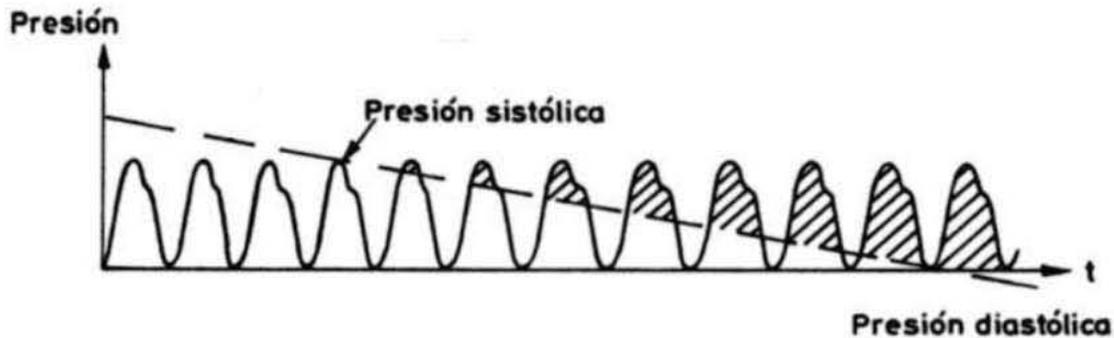


Fig. 12: Esquematización de la curva de presión. [31]

Cuando se trata de evaluar con fines diagnósticos la presión sanguínea sistólica y diastólica, debe tenerse en mente que estas magnitudes pueden verse afectadas por diversos factores. En primer lugar, las oscilaciones rítmicas de la presión sanguínea. Junto con oscilaciones rítmicas rápidas, que se presentan en correlación con la respiración (con una frecuencia de unos 15 ciclos por minuto), y en dependencia de las variaciones del tono de los vasos (aproximadamente, 6 veces por minuto), los valores de presión arterial muestran un marcado ritmo circadiano. Por regla general, durante el día se encuentran valores más altos que durante la noche.

Otro factor que ha de tenerse en cuenta en este tipo de evaluación, es la situación anímica de la persona. Las alteraciones en el estado de ánimo como las que, por ejemplo, se presentan durante la primera investigación médica, o en una situación de exploración o examen, actúan produciendo un aumento agudo de la presión sanguínea sistólica y diastólica de hasta unos 40 mm Hg (5.33 kPa o 0.77 psi). También pueden dar lugar a elevaciones (de diversa cuantía) de la presión arterial el dolor, el frío, el calor, los ruidos intensos y la ingesta de alimento. [32]

Todo método no invasivo para la medición de la presión arterial se basa en aproximaciones realizadas de manera indirecta. Estas aproximaciones son realizadas mediante el uso de ciertos transductores que permiten obtener información de variables fisiológicas a través de la transformación de un tipo de energía en otra.

2.2 Tipos de presión

Para medir la presión se utilizan sensores que están dotados de un elemento sensible a la presión y que emiten una señal eléctrica al variar la presión o que provocan operaciones de conmutación si esta supera un determinado valor límite. Es importante tener en cuenta la presión que se mide, ya que pueden distinguirse los siguientes tipos:

- Presión absoluta.
- Presión diferencial.
- Presión relativa o manométrica.

La presión absoluta, es el valor de la presión en un determinado punto respecto al cero absoluto de presión (vacío). Un ejemplo de medida de presión absoluta es la medida de la presión atmosférica que establece la presión para un determinado lugar respecto al vacío. En algunas ocasiones, el valor de la presión absoluta no muestra interés alguno, sino que interesa más conocer la magnitud de la diferencia de presión entre dos puntos dados, a este tipo de medición se le conoce como presión diferencial. Un caso típico es el de la pérdida de presión que hay en una línea de fluido que circule por una tubería.

Otra forma de medir la magnitud de la presión es similar a la de la presión diferencial, solo que en uno de los puntos existe la presión atmosférica y el otro es un valor determinado; a este tipo de medición se le conoce como presión relativa (gauge pressure). El uso más conocido de este tipo de presión es la de la presión sanguínea. Otra forma de medir presión es la del vacío; el vacío se describe como una presión diferencial negativa respecto a la atmosférica.

Los sensores que miden este tipo de presión suelen indicar el valor como positivo. En estos casos habrá que añadir la indicación de «vacío» para no dar lugar a equivocaciones. La figura siguiente (Fig. 13) describe los tipos de presión previamente mencionados, tomando como referencia la presión atmosférica o el vacío perfecto. [33]



Fig. 13: Diferentes medidas de presión.

2.2.1 Concepto de presión

De manera general la presión de cualquier sistema se define esencialmente como una fuerza por unidad de área:

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

En dónde P es la presión en Newton por metro cuadrado o Pascal; F es la fuerza que ejerce el sistema en Newton y A es el área o tamaño de la superficie sobre la que se aplica la fuerza por metro cuadrado. Debe notarse que la presión puede incrementarse a medida que se realizan variaciones sobre la fuerza que se aplica o bien al disminuir el área sobre la que dicha fuerza es aplicada. Es decir, que la presión y el área de contacto son inversamente proporcionales, pues a medida que disminuye el área de contacto, aumenta en la misma proporción, la presión que ejerce la fuerza y vice versa, si el área de contacto incrementa, la presión que ejerce la fuerza disminuye proporcionalmente. [36]

Ahora bien, cuando en un sistema bajo presión la fuerza se mantiene invariable (constante o estática) se dice que la presión es hidrostática. Y si dicha fuerza es variable se trata entonces de una presión hidrodinámica. Las presiones corporales de cualquier individuo son hidrodinámicas, y entre dichas presiones destaca la presión arterial. [37]

El elemento principal que ocasiona la presión arterial en el cuerpo humano es el corazón y ésta se debe a la fuerza de contracción del mismo. Dicha presión es distribuida al cuerpo mediante la sangre y se ve reflejada en las paredes de los vasos sanguíneos. El sistema circulatorio regula la presión sanguínea mediante la dilatación o contracción de los vasos, lo cual produce un cambio en el área seccional del vaso; como resultado, la presión nunca es constante y su medición siempre arroja un valor promedio. [37]

2.2.2 Referencia de presión

El aire que nos rodea y que forma la atmósfera ejerce una presión sobre la superficie de la tierra. Dicha presión, generalmente se expresa como «una atmosfera» (1 atm – 760 mm Hg) al nivel del mar. Entonces, si una presión toma como referencia al vacío (0 atm) se define como presión absoluta y si su referencia se hace con respecto a la presión atmosférica es llamada presión manométrica (gauge pressure). Dos presiones manométricas pueden expresarse en una sola cifra llamada presión diferencial (diferencia entre dos presiones).

La medición de presión en el sistema cardiovascular se evalúa respecto a la presión atmosférica, pues se trata de una presión manométrica o relativa. Dicha presión, generalmente se presenta en milímetros de mercurio por sobre o debajo de la presión atmosférica. Esto se debe a que la presión atmosférica varía acorde al sitio en que se encuentre el usuario. La referencia a cero de la presión manométrica puede entonces establecerse sencillamente en una atmósfera. La presión arterial se caracteriza como presión manométrica pues es más fácil referenciar a cero y puede recalibrarse en cada medición ante las variaciones naturales de presión. [37]

2.3 Pauta de diseño

Previo al desarrollo del dispositivo deben establecerse los aspectos formales, de utilidad, composición y demás características del producto que se encontrará en contacto con el usuario. De ahí la importancia de integrar diversos aspectos como el conocimiento sobre la experiencia de uso, los conocimientos de ingeniería, los procesos de fabricación y en un momento dado también deberá incluirse la estrategia empresarial o de desarrollo. De este modo el diseño puede comprenderse como una actividad específica, que se centra en el desarrollo de un producto o dispositivo en particular. A continuación se muestran los aspectos básicos a considerar durante elaboración del dispositivo de interés (Fig. 14).

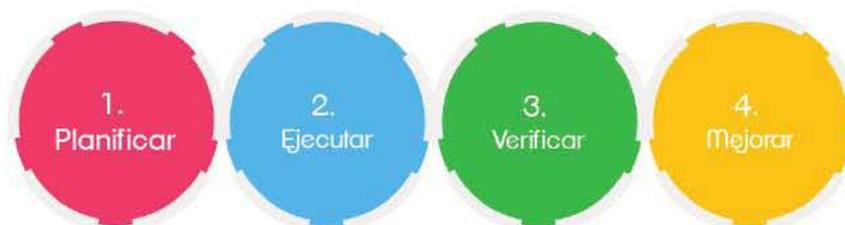


Fig. 14: Etapas para la elaboración del instrumento de medición.

Dentro de la planificación deberán realizarse las consideraciones esenciales como la elección del sensor y el establecimiento de los elementos que constituyen el sistema, así como la simulación del mismo. Ulteriormente se da lugar al montaje de los dispositivos sobre una tarjeta de pruebas en donde se verificará el principio de operación del dispositivo y por último se darán opciones para su mejoramiento.

2.3.1 Consideraciones para la elección del sensor

Las tecnologías modernas permiten replicar condiciones de la percepción humana, haciendo uso de sensores o detectores que de manera controlada reaccionen ante determinados estados. Para realizar una adecuada elección del sensor y garantizar que sea el más apropiado, es necesario ponderar los criterios de selección acorde a sus prioridades ya que, no existe un sensor capaz ofrecer en su totalidad todas las cualidades exigidas (Fig. 15).

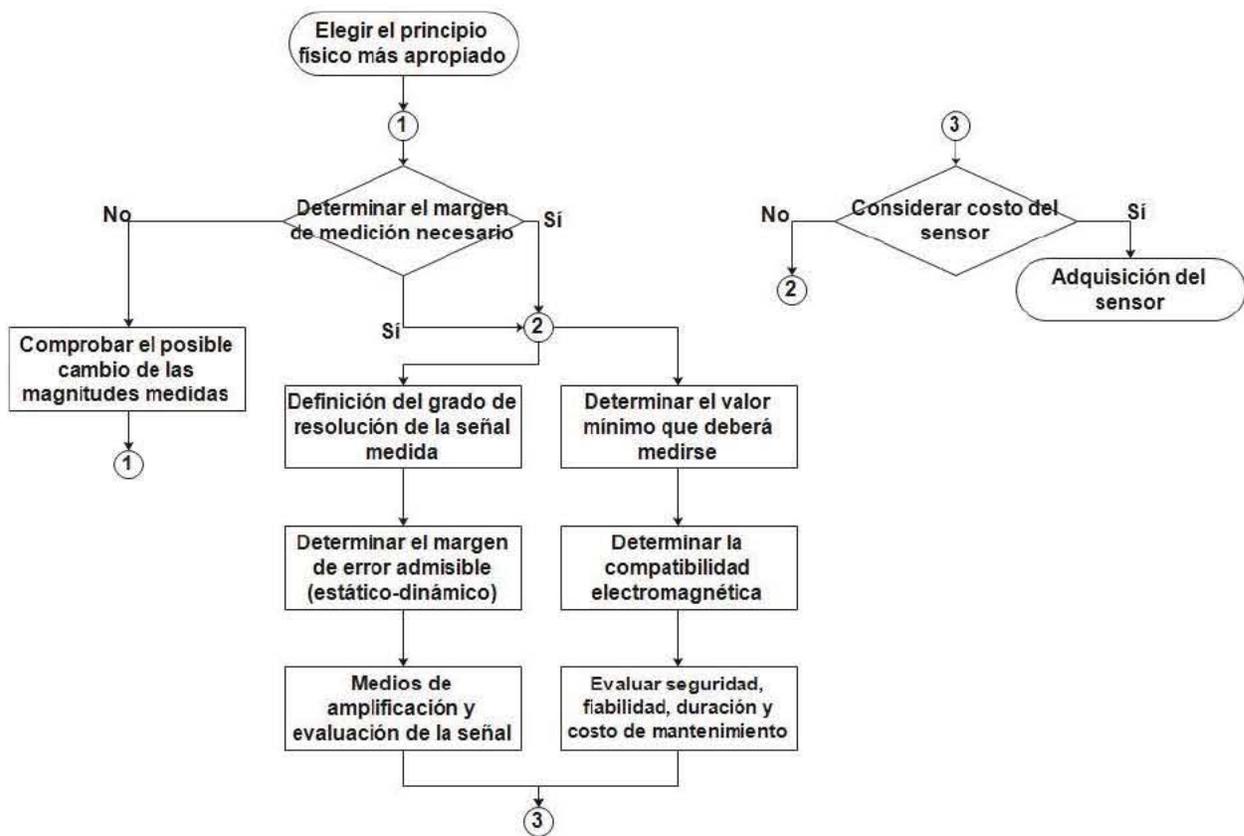


Fig. 15: Consideraciones para la elección del sensor más adecuado. [34]

2.4 Configuración del sistema de instrumentación

La instrumentación es una rama científica y tecnológica que se caracteriza por la necesidad de generar y medir variables físicas para mejorar la capacidad de percepción de nuestro entorno haciendo uso de técnicas y sistemas que permiten la adquisición de variables con fiabilidad y precisión durante su cuantificación. Un instrumento se caracteriza por determinar, visualizar, generar o convertir la

magnitud de un proceso en el que se reacciona, mide, controla y se influye para realizar una operación determinada (Fig. 16). [38], [39]

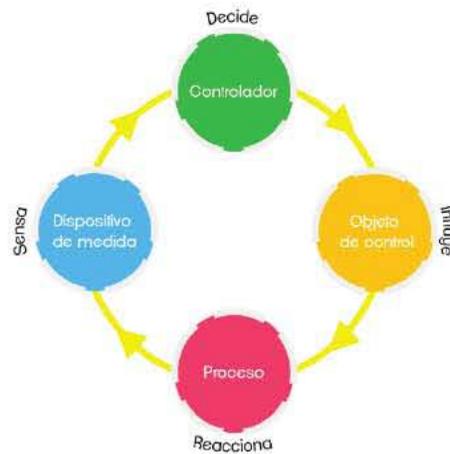


Fig. 16: Esbozo de un sistema de instrumentación. [39]

La instrumentación unifica los componentes que permiten la cuantificación, control y registro de las variables dentro del proceso para optimizar recursos. El empleo de ésta permite determinar si un proceso se lleva a cabo adecuadamente o bien manipula los parámetros del sistema para su adecuada operación. La evaluación y la instrumentación se relacionan directamente con el control debido a que el objetivo de cualquier evaluación dentro de un sistema se centra en tener un buen registro del mismo. Dentro de los elementos de control empleados con frecuencia durante la instrumentación de un sistema, podemos encontrar: el componente principal o sensor, el componente secundario o microcontrolador y el componente final u objeto de control (servomotor, válvula, bomba, etc.). [38]

El objetivo principal de la instrumentación de un sistema en el contexto médico, se centra en la adquisición de las señales biológicas como: presión, flujo, temperatura, etc. Con la finalidad de diagnosticar, monitorear, brindar terapia, controlar y evaluar oportunamente a los usuarios. Recibir y procesar este tipo variables no es sencillo. De ahí la necesidad de contar con la implementación de circuitos electrónicos y transductores que faciliten dichas acciones.

Este tipo de sistemas (hombre-instrumento) se entiende como la combinación de instrumentos y equipo para la medición de una o más características donde algunas veces se incluyen elementos que proporcionan un estímulo o bien puede contar con mecanismos de control para otros procesos dentro o fuera del sistema. Esto implica el establecimiento de parámetros específicos que permitan la captura

de las señales. La imagen siguiente (Fig. 17) ilustra de forma general los elementos del sistema de instrumentación. [35]

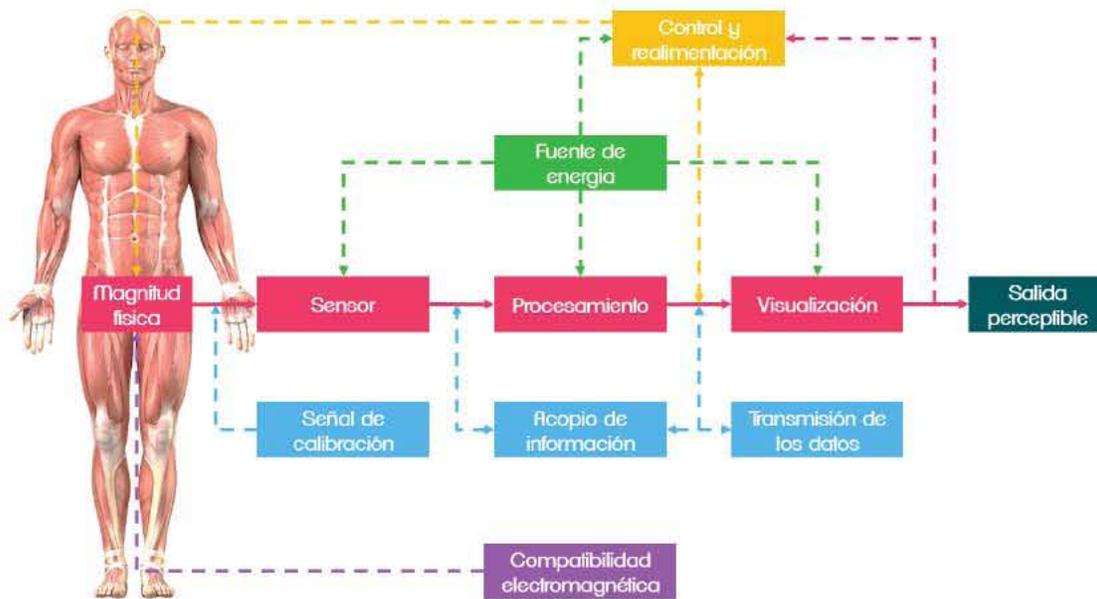


Fig. 17: Elementos generales de un sistema de instrumentación biomédico. [35]

A continuación se realiza una descripción breve de los elementos más representativos en dicho sistema:

Magnitud física

Describir el comportamiento de un parámetro físico mediante una representación de sus variables se conoce como variable física. Cuando se realiza la cuantificación de una cantidad física haciendo uso de una cantidad numérica representativa de cada variable, se dice entonces que se tiene una magnitud física. Cabe señalar que tanto magnitudes como variables están siempre presentes en los sistemas a los que se requiera realizar un procesamiento de información puesto que la cuantificación de cualquier variable física constituye el inicio de todo proceso. [40]

De forma tal que la magnitud física de un sistema es la característica principal del sistema de medida y que se define antes de realizar el análisis para el elemento de sensado. De manera particular la adquisición de dicho parámetro se realiza de manera no invasiva haciendo uso de un dispositivo conocido como

esfigmomanómetro. Tradicionalmente la adquisición de la presión arterial se realiza mediante dicho instrumento. Existen distintos tipos (Fig. 18):

- ❶ **De mercurio:** utiliza un manguito de tela enlazado a una pera de goma con una válvula que regula el paso del aire. La presión ejercida en ese momento se registra en una columna de mercurio.
- ❷ **Aneroide:** emplea el manguito inflable y la pera de goma. La presión ejercida en ese momento se muestra en un manómetro con una esfera graduada. Requiere calibración dos veces por año.
- ❸ **Electrónico:** ocupa un manguito acoplado mediante conectores de plástico a un dispositivo digital que registra las cifras de presión arterial e incluso el pulso. Son fáciles de utilizar y muy útiles en atención domiciliaria.



Fig. 18: Esfigmomanómetro de mercurio, aneroides y electrónico (digital).

Elemento de sensado

El elemento de sensado de un sistema permite realizar la cuantificación de la variable física obtenida antes de que esta sea de utilidad para el actuador que, a partir de la variable adquirida, realizará una acción en consecuencia de haber procesado la proporción de dicha variable. La importancia de este dispositivo radica en su capacidad para transformar una variable física en otra manteniendo la información de entrada pero entregando la información como señal eléctrica. Atendiendo a esta información, es posible decir que el sensor es el elemento que proporciona una salida útil que puede ser tratada ulteriormente mediante un sistema de control que permita el procesamiento de dicha información.

Generalmente, el sensor es capaz de convertir cualquier variable física como presión, flujo, movimiento, etc. en una señal eléctrica. De ahí la posibilidad de clasificarlos en dos grupos: sensores de entrada y sensores de salida. Cuando el

elemento de sensado se utiliza para adquirir una variable física que posteriormente será utilizada por un sistema de procesamiento de información se dice que es de entrada. Por otra parte, si el elemento de adquisición de la variable forma parte del objeto de control (sistema de actuación) adquiriendo la información de la salida del sistema de control y generando acciones concretas sobre el entorno (accionamiento de válvula, servomotor, etc.) se dice que el elemento de sensado es de salida.

Cabe señalar que el elemento de adquisición de la variable física (Fig. 19) realiza acciones de transducción y sensado al mismo tiempo. Esto se ha logrado gracias a la unificación de los elementos durante la manufactura del encapsulado electrónico. Gracias a esto, los elementos de sensado actuales son capaces de responder al tipo de variable física que desee cuantificarse excluyendo aquellas condiciones que no formen parte del sistema de medida. Para llevar a cabo dicha función, todo sensor se vale de algún principio físico de transformación de la energía denominado principio de transducción, y los puede haber del tipo: piezoresistivo, capacitivo, piezoeléctrico, ultrasónico, magnético, térmico, fotoeléctrico, químico-eléctrico y resistivo.



Fig. 19: Sensor de presión MPX5050DP.

El elemento de sensado presentado realiza la transformación de la magnitud física mediante el principio de piezoresistividad. La piezoresistividad se define como la relación entre la resistencia eléctrica (propiedad intrínseca del sistema) y la deformación. Es decir que las mediciones realizadas con este dispositivo se basan en el cambio provocado a la resistencia en consecuencia de la deformación que resulta cuando el dispositivo se encuentra bajo determinada fuerza.

De ahí que la variación producida en la resistividad debido a la deformación del material sea lineal, siempre y cuando dicha deformación sea relativamente pequeña. Generalmente la deformación que se produce en el material es inducida

por una presión ya que su principal uso se basa en la adquisición de este tipo de variable física. Por último, es importante destacar que la característica más importante de este elemento de sensado, se determina por su robustez y su simplicidad al momento de implementarse así como su baja sensibilidad al ruido. [41]

Procesamiento de la señal

El sistema fisiológico humano trabaja a base de señales que frecuentemente pueden asociarse con características de tipo eléctrico, químico, acústico, entre otras. Dichas señales transfieren información alrededor de todo nuestro cuerpo, sin embargo, al tratar de adquirir dicha información puede apreciarse que no se distinguen con facilidad ni de manera inmediata, debido a las características inherentes a la señal. Por ello, el análisis de la señal requiere de cierta decodificación o extracción de la información que permita realizar un estudio posterior de utilidad para identificar las condiciones de salud del usuario.

El proceso de transformación de la información en datos útiles puede ser tan simple como observar la pantalla de una computadora. En ocasiones no es así, pues algunas señales son muy complejas y requieren de un procesamiento profundo para extraer la información. El objetivo principal del procesamiento de la señal se basa en la reducción de la subjetividad de la medida manual, además de permitir el uso de metodologías que a partir de las peculiaridades de la señal permitan caracterizar y dar un mejor entendimiento de los datos contenidos en la misma. [43]

Visualización de la información

Un elemento esencial al momento de caracterizar y sobre todo al operar el sistema para adquirir las señales fisiológicas, es el cómo se mostrará la información a quien opere el dispositivo, de modo que pueda tener una idea clara sobre los datos adquiridos durante la monitorización y así establecer las acciones necesarias de interés antes de que se derive en afecciones secundarias. La presentación de la información procesada puede ser exhibida de distintas maneras, sin embargo, la mejor manera de realizarlo es estableciendo un sistema capaz de brindar resultados de forma simple al usuario. De ahí que las cifras procesadas puedan mostrarse de manera gráfica o numérica, permitiendo realizar un análisis continuo o discreto (temporal o permanente) sobre las condiciones del sistema. [42]

Dentro de los elementos que conforman el sistema de instrumentación también es posible encontrarse con causas externas que modifican su comportamiento. Por ello, estos elementos se utilizan para retroalimentar al sistema logrando así un sistema de control cerrado para la adquisición constante de información. El equipo de medida hace uso de distintos elementos auxiliares entre los que puede haber una señal para calibrar los resultados, realimentación de la señal de salida para controlar otros aspectos del sistema o bien para realizar ajustes en los parámetros del sensor en modo manual o automático, para su procesamiento o almacenamiento de acuerdo a las necesidades de operación. [42]

2.4.1 Restricción de la magnitud física

En el desarrollo de dispositivos que permiten la adquisición y ulterior procesamiento por parte de especialistas, es necesario acotar los rangos de medida adecuadamente. Si no se tuviera claro el nivel ideal de medida, podría desarrollarse un buen dispositivo de medición que se encuentre trabajando por sobre los niveles de presión deseados. A continuación se muestra una tabla con los rangos de medida característicos de la sangre (Tabla 5).

Parámetro	Rango	Método de adquisición
Presión de la sangre	1 a 300 ml/s	Flujómetro (electromagnético o ultrasonidos)
Presión arterial de la sangre	1 a 400 mm Hg	Galga extensiométrica; manómetro; sensor de presión
Presión venosa de la sangre	0 a 50 mm Hg	Galga extensiométrica; oscultación; manguito

Tabla 5: Rangos comunes de medida en la sangre. [35]

2.5 Toma de la presión arterial

Este tipo de dispositivos se utilizan tradicionalmente para monitorear las condiciones fisiológicas del usuario. Su funcionamiento se basa en adquirir información a partir del ciclo cardíaco, el cual consiste en periodos de relajación y contracción (Fig. 20), sístole y diástole respectivamente, durante el bombeo y llenado del corazón. Cuando el corazón expulsa sangre hacia las arterias, esta circula elevando la presión en las paredes arteriales hasta aproximadamente 117 mm Hg (presión sistólica), después las paredes arteriales se relajan mientras se realiza el proceso de llenado del corazón de modo que la presión arterial disminuye hasta aproximadamente 76 mm Hg (presión diastólica).

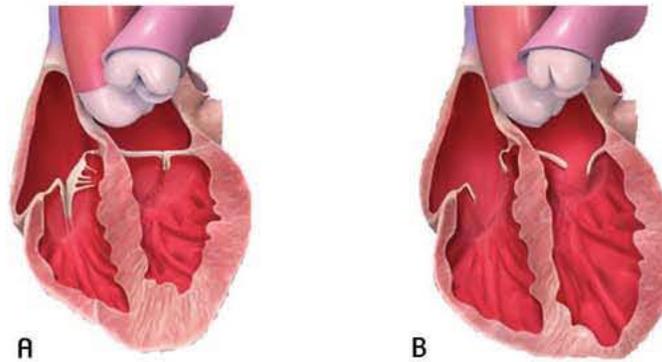


Fig. 20: Esquematación de lo ocurrido durante la contracción y relajación del corazón. La presión arterial es la presión sistólica sobre presión diastólica. **A.** La presión sistólica se produce cuando los ventrículos se contraen para bombear la sangre en el sistema circulatorio. **B.** La presión diastólica se produce cuando los ventrículos se relajan y el corazón se recarga con sangre antes de la siguiente contracción. [25]

El método auscultatorio es el más utilizado para realizar la toma de la presión. Dicho método consiste en utilizar un brazalete inflable que es colocado alrededor del miembro al que se desea tomar la presión y en el caso de los esfigmomanómetros de mercurio y aneroide se hace uso de un estetoscopio que se coloca sobre alguna de las arterias principales para lograr escuchar los sonidos de Korotkoff. Esto se logra gracias a que el brazalete se infla por sobre el valor normal de la presión sistólica obstruyendo momentáneamente la circulación en la arteria originando un flujo turbulento que produce oscilaciones que marcan el valor inicial de la presión sistólica. Posteriormente se realiza el desinflado del manguito hasta que el flujo sanguíneo en la arteria se regula, indicativo de que la presión diastólica (Fig. 21). El método auscultatorio es sumamente preciso, siempre y cuando se haga uso del procedimiento adecuado.

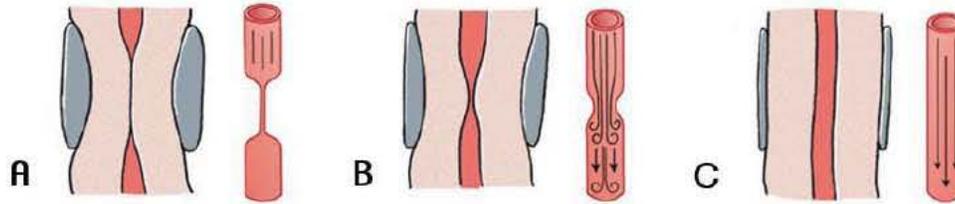


Fig. 21: Esquematación del proceso de inflado y desinflado del manguito. **A.** La presión es superior a los 120 mm Hg obstruyendo el flujo sanguíneo. **B.** Se reduce un poco la presión permitiendo el paso de la sangre; en ese momento el flujo se vuelve turbulento. **C.** La presión se reduce aún más permitiendo la estabilización del flujo en la arteria. [54]

2.5.1 Medición oscilométrica de la presión arterial

Atendiendo a este principio, pueden realizarse mediciones de presión arterial con el apoyo de dispositivos electrónicos. El principio de operación de este tipo de dispositivos se basa en el método oscilométrico. Dicho método es similar al método tradicional para tomar la presión sanguínea, pero en este caso se evalúan las oscilaciones de presión producidas sobre los manguitos (Fig. 22). Las oscilaciones se deben al paso de la sangre a través de la oclusión producida por el manguito una vez que la presión del mismo cae por debajo de la presión sistólica, ocasionando que la pared arterial vibre. Dicha vibración se debe a que el flujo de sangre en el punto de oclusión no es laminar.

La variación de presión producida por el flujo no laminar altera la presión que normalmente ejerce la sangre sobre la pared de la arteria, y por ello se puede tener una lectura en el manguito. El comienzo de las perturbaciones en la presión al momento en que la sangre circula por la arteria parcialmente obstruida establece el punto de referencia para la presión sistólica. Cuando la presión del manguito continúa disminuyendo se presenta una amplitud máxima de la fluctuación, la cual corresponde con la presión arterial media y que representa el promedio en el tiempo de la presión sanguínea. Por otro lado, la presión diastólica se caracteriza al momento en que la alteración de la presión dentro de la arteria se estabiliza reduciendo su efecto sobre la pared arterial. [44]

Dentro del ámbito médico, los monitores oscilométricos son ampliamente utilizados para el monitoreo, sin embargo, es deseable que su uso se limite a las aplicaciones no invasivas y sólo para el diagnóstico oportuno de las afecciones del usuario. Particularmente, la adquisición de la señal fisiológica mediante el método oscilométrico se realiza mediante un microcontrolador programado para el autoinflado y desinflado del manguito. Ya que este dispositivo no sólo es capaz de operar el sistema de ajuste sino también procesar la información respectiva a las

variaciones de presión, obteniendo así la información referente a la presión sistólica, diastólica y media.

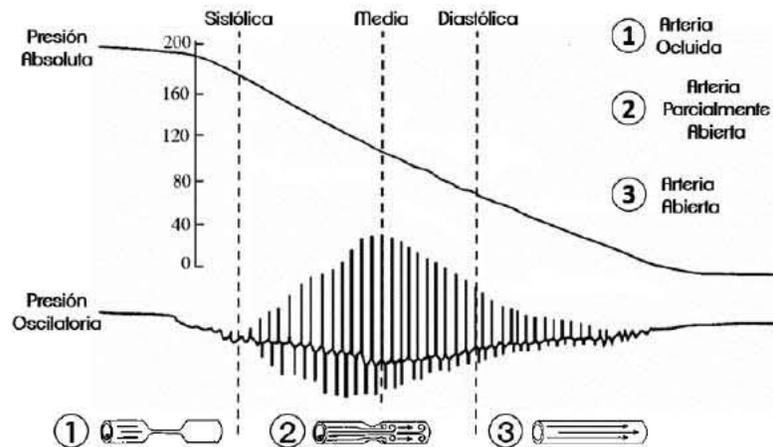


Fig. 22: Representación de la curva de presión obtenida mediante el método oscilométrico. [44]

2.6 Requerimientos del sensor

La identificación de las necesidades del usuario es parte imprescindible dentro del proceso de desarrollo del dispositivo. Dichas necesidades se usan para guiar el establecimiento de las especificaciones, generar conceptos y seleccionar los más adecuados para su desarrollo. Una vez que las necesidades han sido reunidas, interpretadas y organizadas, se establece la importancia relativa de las necesidades reflejando los resultados siguientes [41]:

- 📏 **Rango de medida (range):** dominio en la magnitud medida en el que puede aplicarse el sensor. Esta comprendido entre un punto máximo ($P_{m\acute{a}x}$), y un mínimo ($P_{m\acute{i}n}$) y sus unidades de medida se definen con base en la variable de entrada.
- 📏 **Alcance o fondo de escala (span o full scale):** es la diferencia existente entre los extremos del campo de medida.
- 📏 **Precisión:** es el error de medida máximo esperado.
- 📏 **Corrimiento (Offset o desviación de cero):** magnitud de la señal de salida que existe cuando debiera ser cero o, en otros casos, la diferencia entre el valor real de la salida y el valor especificado de salida bajo ciertas condiciones particulares.

- ⦿ **Linealidad:** es una expresión del grado con que la característica real de un sensor difiere de la ideal.
- ⦿ **Sensibilidad:** suponiendo que es de entrada a salida y la variación de la magnitud de entrada medida.
- ⦿ **Resolución:** mínima variación de la magnitud de entrada que puede apreciarse a la salida.
- ⦿ **Rapidez de respuesta:** puede ser un tiempo fijo o depender de cuánto varíe la magnitud a medir. Depende de la capacidad del sistema para seguir las variaciones de la magnitud de entrada.
- ⦿ **Derivas:** son otras magnitudes, aparte de la medida como magnitud de entrada, que influyen en la variable de salida. Por ejemplo, pueden ser condiciones ambientales, como la humedad, la temperatura u otras como el envejecimiento (oxidación, desgaste, etc.) del sensor.
- ⦿ **Repetitividad:** error esperado al repetir varias veces la misma medida.

Capítulo 3: El sensor de presión MPX5050DP

“Para el analfabeta científico, la ciencia es invisible.”

– Dr. Marcelino Cerejido –

Este sensor de presión de silicio es del fabricante *Freescale™ Semiconductor*, es un sensor de tipo piezoeléctrico y es capaz de soportar presiones de hasta 7.25 psi o 50 kPa (kilopascal=0.145 psi). En un margen de temperatura que va de los 0 °C hasta 85 °C. Proporciona un voltaje máximo de 4.70 V a su salida y este es directamente proporcional a la diferencia de presión aplica a sus entradas (P1>P2). Este chip ya se encuentra calibrado y compensado en temperatura (Fig. 23).

Éste será el componente utilizado para la adquisición de la presión sanguínea. Acorde a las características del dispositivo, es posible omitir etapas de acondicionamiento adicionales (Tabla 6). Esto se debe a que el sensor ya proporciona niveles de voltaje adecuados para el procesamiento ulterior de la información.

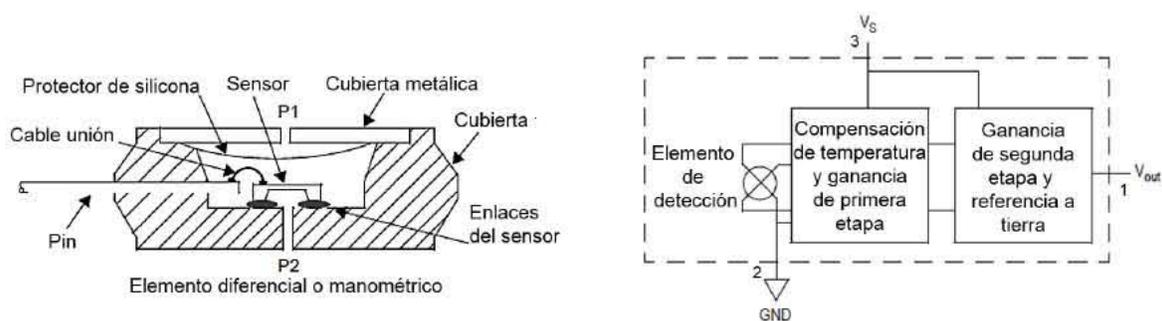


Fig. 23: Estructura física y diagrama de bloques interno del sensor MPX5050DP.

Características	Símbolo	Mínimo	Típico	Máximo	Unidad
Rango de presión	P_{OP}	0	—	50	kPa
Voltaje suministrado	V_S	4.75	5.0	5.25	Vdc
Corriente suministrada	I_o	—	7.0	10	mAdc
Desviación mínima de presión @ $V_S = 5.0$ Volts	V_{oH}	0.088	0.2	0.313	Vdc
Salida a rango máximo de medida @ $V_S = 5.0$ Volts	V_{FSO}	4.587	4.7	4.813	Vdc
Rango de medida @ $V_S = 5.0$ Volts	V_{FSS}	—	4.5	—	Vdc
Precisión	—	—	—	±2.5	% V_{FSS}
Sensibilidad	V/P	—	90	—	mV/kPa
Tiempo de respuesta (10% a 90%)	t_R	—	1.0	—	ms
Corriente de salida a escala completa	I_{o+}	—	0.1	—	mAdc
Tiempo de calentamiento	—	—	20	—	ms
Estabilidad	—	—	±0.5	—	% V_{FSS}

Tabla 6. Características del sensor.

3.1 Caracterización del sensor MPX5050DP

La caracterización del sensor comienza haciendo uso del circuito básico recomendado por el fabricante (Fig. 24). Mediante el cual sólo se requiere que el sensor se mantenga energizado con algunos filtros a la entrada y salida del dispositivo para evitar las interferencias y así garantizar que la señal a la salida se encuentra limpia. Este sensor es lineal, de modo que la salida de voltaje es proporcional a la fuerza que se aplique a la entrada P1 del sensor.

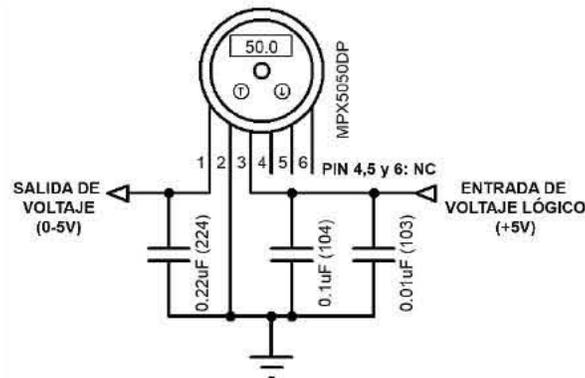


Fig. 24: Diagrama de conexión del sensor MPX5050DP.

Previo a la verificación de la linealidad del sensor de presión se establecen los componentes necesarios para la verificación de la presión medida. Los elementos a utilizar son: un baumanómetro aneroide que consta de una pera de insuflado, un manómetro aneroide y un manguito de hule recubierto de tela; una válvula de tres vías y extensiones de manguera para realizar las conexiones (Fig. 25). Estas piezas permitirán constatar la presión de aire aplicada sobre el sensor.

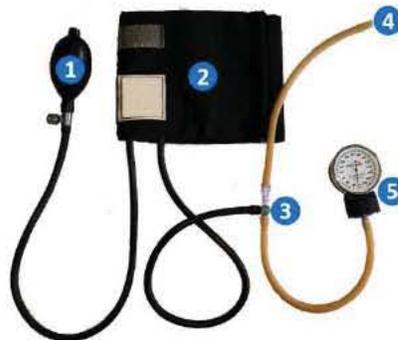


Fig. 25: Disposición de los elementos para la caracterización del sensor. 1: Pera de insuflado; 2: Manguito de hule recubierto de tela; 3: Válvula de tres vías; 4: Salida al sensor y 5: Manómetro aneroide.

La válvula de tres vías se conectó a la salida que se dirige del manguito al manómetro aneróide, permitiendo que la distribución del aire contenida en el manguito se distribuyera de igual forma tanto al sensor como al manómetro. Esta configuración permite observar la presión de aire ejercida al interior del manguito en la carátula del manómetro. La otra toma (Fig. 26) se dirige a la entrada P1 del sensor y apoyado de un multímetro digital se visualiza el voltaje proporcionado por el componente de acuerdo a la variación de presión.



Fig. 26: Disposición de los elementos para la visualización de la presión y voltaje entregado por el sensor. 1: Elemento de sensado; 2: Multímetro digital.

Como puede apreciarse, la caracterización del sensor se divide en dos partes, una de tipo analógico y otra digital. La parte analógica permite constatar la presión medida por el sensor y la digital proporciona la información necesaria en forma de voltaje para cada dato de presión. Ambas fases proveen la información necesaria para obtener el modelo lineal real del sistema y tener un mejor comparativo sobre la información proporcionada por el fabricante.

El sistema de autoajuste presentado en el trabajo titulado «Diseño de un sistema de autoajuste para un socket protésico a nivel transfemoral» [45] funciona mediante dos sensores de presión. El sistema de detección de presión arterial hará uso únicamente de uno de los sensores de dicho sistema. Por ello, el procedimiento de caracterización se realiza dos veces (una para cada sensor) con la finalidad de detectar al dispositivo que proporcione las mejores condiciones de voltaje a su salida.

Una vez que los elementos han sido caracterizados, se elabora la representación lineal de presión-voltaje del sensor. Del gráfico realizado (Fig. 27), se obtiene el modelo real siguiente: $V_{salida} = 0.0907P + 0.2438$. Dicho modelo matemático establece la relación entre el voltaje obtenido acorde a la presión aplicada al dispositivo.

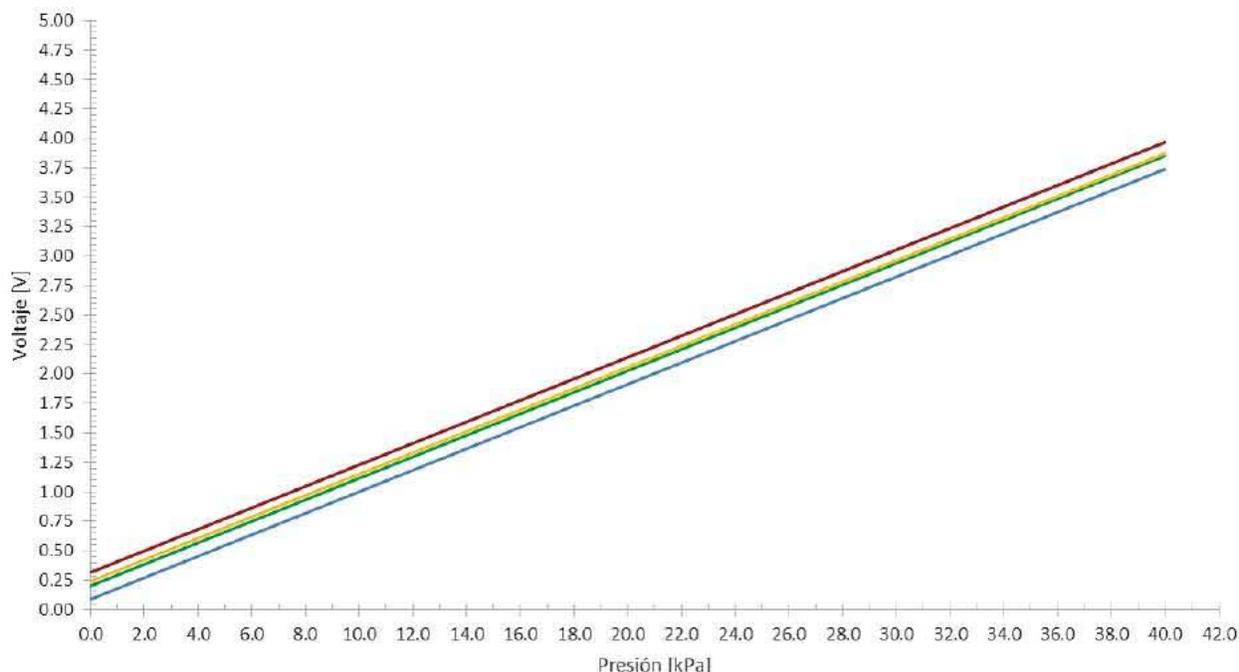


Fig. 27: Caracterización de la señal de salida. Rojo: voltaje máximo; azul: voltaje mínimo; verde: voltaje típico establecido por el fabricante; amarillo: voltaje real.

Del gráfico también es apreciable que la señal de voltaje obtenida no requiere de amplificación alguna para su análisis posterior. Dicha señal ya se encuentra en el rango de 0 a 5 volts con un offset de 0.295 volts. Este es el rango indicado para que posteriormente pueda trabajarse con un microcontrolador.

En promedio las diferencias de voltaje real e ideal obtenidas entre los 0 y 40 kilopascals (0 a 300 milímetros de mercurio) son de 0.03 volts. Este valor de voltaje se encuentra dentro de las tolerancias establecidas por el fabricante. Para compensar los valores de voltaje se consideran el error de presión y el factor de temperatura establecidos también por el fabricante.

3.1.1 Adquisición de la señal de oscilación

Cuando se realiza la toma de presión sanguínea el sensor recibe la señal de presión que el brazalete ejerce sobre el miembro de la persona. A partir de esta presión se posibilita la obtención de dos señales (Fig. 28). La primera provee el valor absoluto de presión suministrado por la bomba de aire (0 a 300 mm Hg / 0 a 40 kPa) y la segunda se debe a la variación del flujo sanguíneo durante el proceso de vaciado del manguito, siendo esta última, la señal de interés y que deberá acondicionarse para su adquisición.

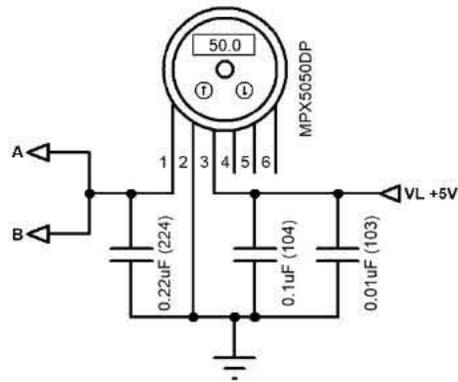


Fig. 28: Esquematación de las señales de salida del sensor. **A**: señal de voltaje que puede ingresarse al convertidor A/D. **B**: señal de voltaje previa a acondicionamiento.

El ritmo cardiaco posee frecuencias sobre los 0.5 y 3.5 Hertz. [46] La frecuencia de las oscilaciones producidas al momento de desinflar el manguito que se encuentra ocluyendo la arteria es de aproximadamente 1 Hertz por sobre el valor de la frecuencia de la señal del manguito que es menor o igual a los 0.04 Hertz. [47] Por consiguiente, la adquisición de la señal de oscilación se realiza apoyado en la implementación de un filtro paso altas de dos polos (Fig.29). Este filtro bloquea dicha señal antes de que se amplifique y comience a oscilar.

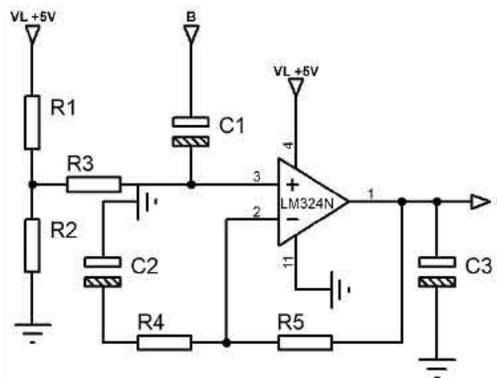


Fig. 29: Esquematación del filtro para la detección de las oscilaciones. **B**: señal de voltaje a acondicionar. **C**: señal de voltaje acondicionada para ingresarse al convertidor A/D.

Los resistores R1 y R2 polarizan la entrada no inversora del amplificador para brindar mayor estabilidad a las oscilaciones. El resistor R3 y el capacitor C1 forman parte del segundo polo. El resistor R4 y el C2 conforman el primer polo. Por último, el resistor R5 y el capacitor C3 estabilizan la señal acondicionada.

El filtro se compone sencillamente de dos redes tipo RC que determinan la frecuencia de corte. El cálculo de los polos para estas frecuencias debe realizarse con cuidado para garantizar que la señal de oscilación carezca de pérdidas o distorsiones. Estas frecuencias de corte pueden ser aproximadas por las siguientes ecuaciones [48]:

$$F_{cP1} = \frac{1}{2 \cdot \pi \cdot R4 \cdot C2} \quad y \quad F_{cP2} = \frac{1}{2 \cdot \pi \cdot R3 \cdot C1}$$

De esta forma al elegir los valores de R4:1 kΩ, C2: 33 μF, R3:1MΩ y C1:0.33 μF se logra la obtención de las frecuencias de corte deseadas:

$$F_{cP1} = \frac{1}{2 \cdot \pi \cdot R4 \cdot C2} = \frac{1}{2 \cdot \pi \cdot (1000) \cdot (0.000033)} = 4.823 \text{ Hz}$$

$$F_{cP2} = \frac{1}{2 \cdot \pi \cdot R3 \cdot C1} = \frac{1}{2 \cdot \pi \cdot (1000000) \cdot (0.00000033)} = 0.482 \text{ Hz}$$

Y de forma subsecuente, se obtiene la respuesta en frecuencia del filtro apoyado en la paquetería online de WEBENCH® Design Center de Texas Instruments para la obtención del gráfico de la respuesta en frecuencia (Fig. 30). El gráfico muestra la respuesta en frecuencia teórica y real para el filtro. De esta manera se corrobora que el filtro tendrá la respuesta deseada al momento de acondicionar la señal.

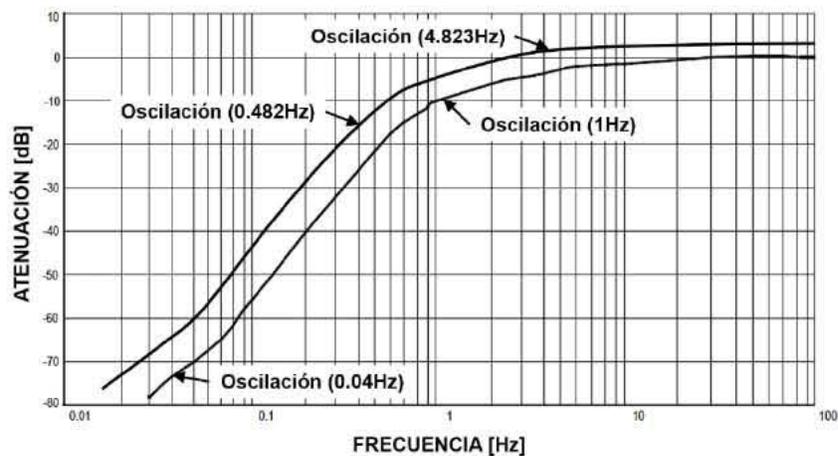


Fig. 30: Respuesta en frecuencia del filtro para la detección de oscilaciones.

La señal de oscilación varía de persona a persona. De manera general, esta variación se da de menos de un 1 milímetro de mercurio (0.133 kPa) y hasta 3 milímetros de mercurio (0.4 kPa). Haciendo uso de la función de transferencia del sensor, se tiene que el valor en voltaje de estos valores, se encuentra entre los 12 y 36 millivolts. Dado que el filtro brinda una atenuación de 10 dB a la señal de 1 Hertz, la señal de oscilación decae a 3.8 y 11.4 millivolts respectivamente. [48]

La ganancia del amplificador se establece en 150 [V/V]. Este valor garantiza que la señal de oscilación amplificada esté dentro de los límites de salida del dispositivo (entre 5 millivolts y 3.5 volts). [48]

3.2 Presión sanguínea a nivel transfemoral

Por consiguiente, esta información es suficiente para establecer la configuración del sistema de detección de oscilaciones en el muslo (Fig. 31). El sistema propone el uso de dos canales del convertidor analógico digital de un microcontrolador con la finalidad de comparar dos señales. La primera señal, corresponde al voltaje referente a la presión absoluta del manguito sobre el miembro y la segunda se debe al voltaje de oscilación ocasionado por la reapertura de la arteria durante el alivio de presión en el miembro. [55]

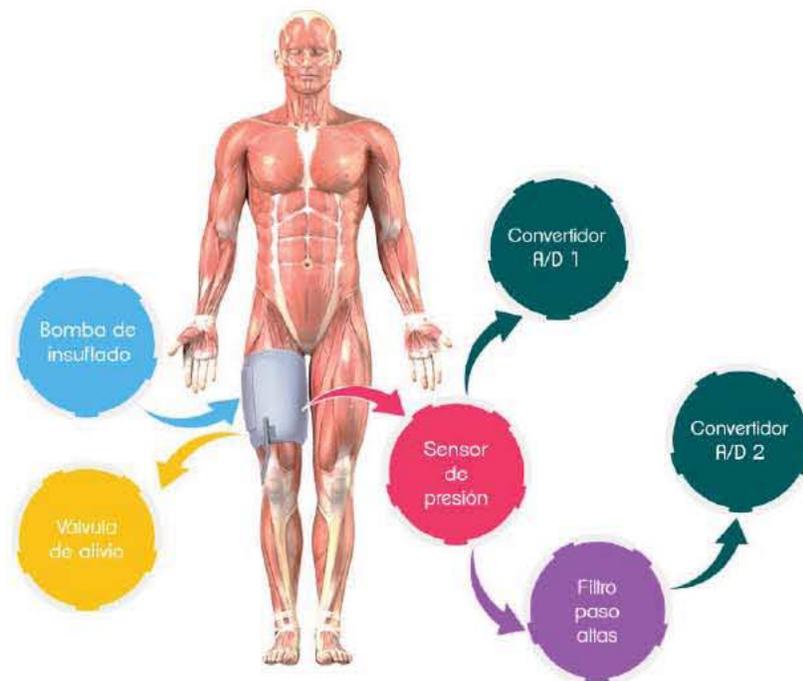


Fig. 31: Diagrama de bloques para la detección de presión sanguínea. [55]

A continuación se muestran las señales que serán procesadas por el microcontrolador. La primera figura (Fig. 32) muestra el nivel de voltaje a la salida del transductor presentado durante el proceso de llenado del manguito. Puede apreciarse cómo el voltaje aumenta bruscamente hasta que se llega al valor de sobrepresión. Una vez que se llega a este valor se comienza a liberar la presión dejando escapar algo de aire a razón de 2 a 3 milímetros de mercurio por segundo para permitir que la pendiente sea más suave. [48]

La segunda figura (Fig. 33) muestra el nivel de voltaje producido por la señal de oscilación que es procesada con el filtro paso altas. De igual forma se muestran los puntos en que se espera encontrar el valor de voltaje característico para la determinación de la presión. La determinación del valor de presión sanguínea se obtendrá de la comparación de ambas señales dentro del rango de extracción.

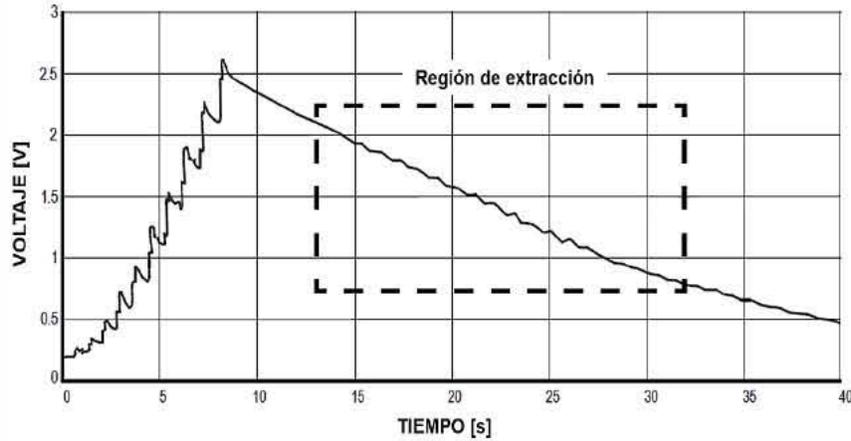


Fig. 32: Señal de presión en el manguito.

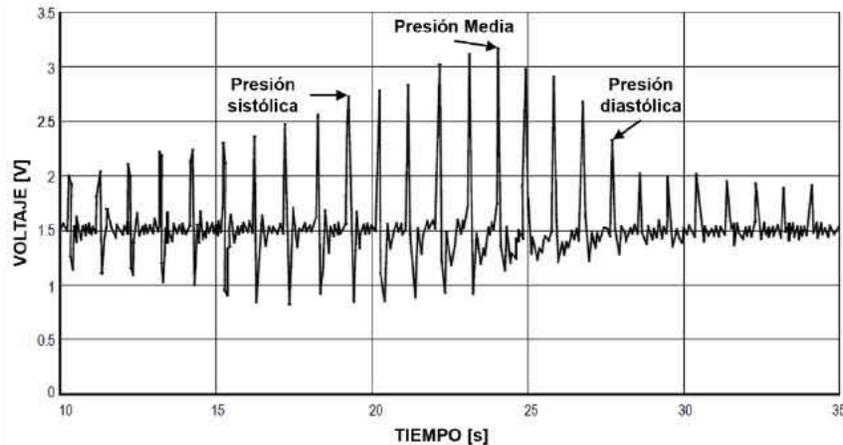


Fig. 33: Señal de oscilación producida por el flujo sanguíneo.

3.2.1 Conversión A/D de los valores de presión

El convertidor analógico digital de cualquier microcontrolador trabaja mediante valores binarios, por ello el algoritmo de control deberá manejar la información en esa base numérica. Al momento de procesar la información es indispensable mantener la consistencia entre los datos procesados para reducir errores. Previo a la asignación del valor binario es indispensable que las unidades sean consistentes al momento de arrojar la información procesada. Por ello, debe establecerse una relación que permita la conversión entre los valores de presión en kilopascales a milímetros de mercurio; un milímetro de mercurio equivale aproximadamente a 0.1333 kilopascales, de ahí que:

$$P_{KPa} = 0.1333 P_{mmHg} \dots (1)$$

Una vez establecida esta relación, el valor de presión de la función de transferencia puede vincularse directamente con un valor binario. Esto reduce el número de conversiones entre datos y permite que el sistema realice el proceso únicamente entre el valor binario y la información de presión en milímetros de mercurio. La función de transferencia del sistema se establece como:

$$V_{salida} = 0.0907 P_{KPa} + 0.2438 \dots (2)$$

Al sustituir la relación de la ecuación uno en la dos, la función de transferencia queda expresada en términos de presión en milímetros de mercurio:

$$V_{salida} = 0.0121 P_{mmHg} + 0.2438 \dots (3)$$

Ahora bien, la ecuación que establece la relación entre el valor binario y el voltaje de salida se da de la siguiente manera [49]:

$$V_{salida} = \frac{V_s \cdot V_{bin}}{255} \dots (4)$$

Donde V_{salida} : voltaje proporcionado por el sensor; P_{mmHg} : dato de presión en milímetros de mercurio; V_s : voltaje lógico de 5 ± 0.25 V; V_{bin} : valor de voltaje en binario. El voltaje real que se suministra al circuito es de 5.07 Volts de corriente directa, por lo que la ecuación 4 se convierte en:

$$V_{salida} = 0.020 \cdot V_{bin} \dots (5)$$

De esta forma al igualar la ecuación 3 con la 5 y operar algebraicamente se logra la obtención de la ecuación que proporcionará el valor de presión en milímetros de mercurio:

$$P_{mmHg} = 1.6529 \cdot V_{bin} - 20.1488 \dots (6)$$

3.3 Resolución y alcance del sistema

Al hacer uso del convertidor analógico digital dentro de un sistema de instrumentación digital no debe acotarse a su aplicación dentro del mismo. Es necesario que se conozcan sus restricciones al momento de instrumentar. Esto permite aclarar las características que puede proporcionar y con ello reducir la probabilidad de errores. [41]

La resolución de todo convertidor analógico digital representa la particularidad estática de mayor interés ya que es indicativa de la "realidad" analógica. Es decir, el número de datos que el convertidor A/D puede diferenciar dentro de determinado nivel y, considerando el alcance, cuál es la amplitud del mismo. El alcance se define como la diferencia entre el valor de voltaje analógico más alto (V_{RH}) y el más bajo (V_{RL}).

El convertidor analógico digital realiza procesos con valores binarios. Al valor de voltaje binario más bajo se le asigna el nivel en que los bits de información son «cero» y a los valores más altos, el nivel donde los bits de información son «uno». De esta manera, si se tienen «n» bits de información, el sistema es capaz de distinguir 2^n niveles distintos en donde podrán encontrarse $2^n - 1$ saltos o escalones que conforman la curva digital de información (Fig. 34). [41]

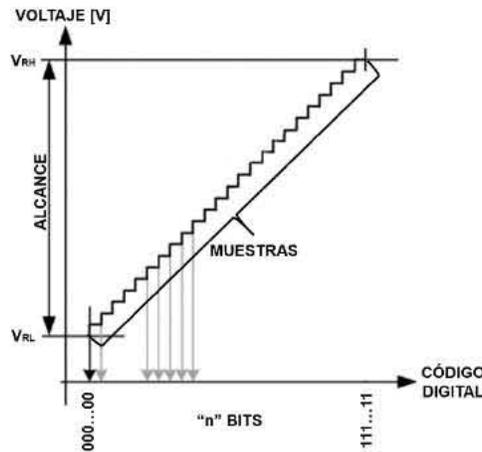


Fig. 34: Representación de la curva generada por un convertidor A/D. [41]

Cabe señalar que a mayor resolución del convertidor, mayor será la capacidad del dispositivo para distinguir valores y por ende, se acercará de mejor manera al valor analógico. Esto favorece el análisis de la información de la señal procesada. Desde el punto de vista del alcance, éste debe ser apropiado a la señal que se procesará, pues si no se considera el rango apropiado el sistema tendrá pérdidas reales de resolución.

De este modo, para conocer la resolución del sistema se considera la señal analógica proporcionada por el sensor de presión. Dicha variación va desde un voltaje mínimo ($V_{mín}$) y su límite se presenta cuando llega al voltaje máximo ($V_{máx}$). El dispositivo que adquirirá la información admite rangos que van desde «cero» hasta determinado alcance (S).

Conociendo esto, la altura de cada «nivel» estaría dada por $S/(2^n - 1)$. Esto indica que si las variaciones son adecuadas el número de cuentas o niveles (N) disponibles será de [41], [49]:

$$N = \frac{V_{máx} - V_{mín}}{\frac{S}{2^n - 1}} = \left(\frac{V_{máx} - V_{mín}}{S} \right) (2^n - 1) = \left(\frac{V_{máx} - V_{mín}}{V_{RH} - V_{RL}} \right) (2^n - 1) \dots (7)$$

En donde $V_{máx}$: es el límite de voltaje proporcionado por el sensor; $V_{RL} = V_{mín}$: voltaje de referencia mínimo; V_{RH} : voltaje que establece el alcance máximo y n : es el número de bits de información que el dispositivo puede procesar.

Para el adecuado procesamiento de la información se requiere que el dispositivo que realizará la conversión tenga una resolución mínima de 8 bits. Los voltajes de

referencia mínimo y máximo van de 0 a 5 volts respectivamente. El voltaje máximo proporcionado por el sensor a cero milímetros de mercurio es de 0.295 volts y a 300 milímetros de mercurio se tienen 3.872 volts. Haciendo uso de estos valores en la ecuación número siete, se obtiene lo siguiente:

$$N_{\min} = \left(\frac{V_{\max} - V_{\min}}{V_{RH} - V_{RL}} \right) (2^n - 1) = \left(\frac{0.295 V - 0.0 V}{5.000 V - 0.0 V} \right) (255) \approx 15$$

$$N_{\max} = \left(\frac{V_{\max} - V_{\min}}{V_{RH} - V_{RL}} \right) (2^n - 1) = \left(\frac{3.872 V - 0.0 V}{5.000 V - 0.0 V} \right) (255) \approx 197$$

Por lo que la resolución del sistema está dado por la diferencia entre el conteo máximo y mínimo ($N_{\max} - N_{\min}$), siendo esta de 182 niveles. Este valor fácilmente puede ser interpretado en unidades de presión de la siguiente manera:

$$\text{Resolución} = \frac{P_{\max} - P_{\min}}{N_T} \dots (8)$$

En el cual P_{\max} : corresponde al valor máximo de la medida de presión en milímetros de mercurio; P_{\min} : es el valor mínimo de presión en milímetros de mercurio y N_T : es la resolución total del dispositivo de procesamiento. El rango de valores de presión en milímetros de mercurio va de 0 a 300, y la resolución total del dispositivo de procesamiento es de 182. Al aplicar estos valores a la ecuación número ocho, se obtiene:

$$\text{Resolución} = \frac{300 \text{ mmHg} - 0 \text{ mmHg}}{182 [1]} = 1.65 [\text{mmHg}]$$

Así pues, el menor cambio de presión capaz de producir una salida perceptible durante el procesamiento digital de la señal será de 1.65 milímetros de mercurio. La señal de entrada debe estar adaptada de la mejor manera al campo de medida del convertidor, garantizando así el aprovechamiento máximo de esta resolución. El sensor utilizado ya provee el rango adecuado de voltaje por lo que se garantiza el aprovechamiento del mismo.

3.3.1 Efecto de la gravedad en la presión sanguínea

La presión sanguínea se da gracias a la variación del gradiente de presión entre venas y arterias. La sangre que circula por el cuerpo humano transporta alrededor de un 83% de agua y como todo organismo que se encuentra en contacto con el exterior la presión que se ejerce sobre ésta, es igual a la presión atmosférica. Sin embargo, esta presión se incrementa en un milímetro de mercurio aproximadamente por cada trece y medio milímetros de distancia por debajo de la superficie. Esta presión es resultado del peso del agua y, por tanto, se denomina presión hidrostática. [50]

La presión hidrostática es pues, consecuencia del peso de la sangre a través de las venas mientras una persona se encuentra de pie. Mientras la persona se encuentra en bipedestación la presión de la cavidad derecha que recibe la sangre de los vasos sanguíneos se mantiene cercana a los cero milímetros de mercurio ya que el corazón extrae cualquier exceso de sangre que intente acumularse en ese punto. No obstante, mientras un individuo se encuentre absolutamente quieto y de pie, la presión sanguínea tiene un incremento cercano a los noventa milímetros de mercurio. [56]

Esto se debe sencillamente a la ganancia de altura que se da entre el corazón y los pies. Por lo tanto, la presión sanguínea a lo largo del cuerpo varía proporcionalmente entre los cero y noventa milímetros de mercurio (Fig. 35). Dicha variación debe ser considerada para evitar errores al momento de realizar la toma de presión sanguínea en el muslo de la persona. [50]

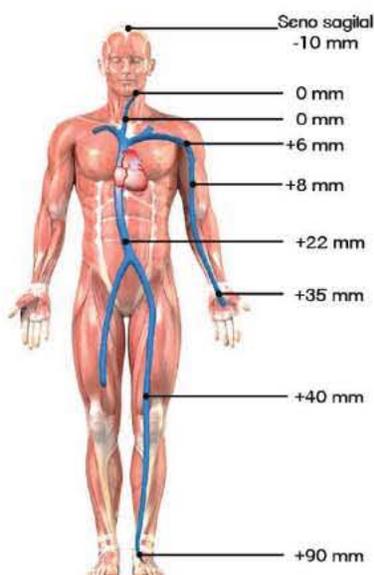


Fig. 35: Efecto de la presión hidrostática en la presión sanguínea del cuerpo. [50]

3.4 Consentimiento informado

En estudios de investigación, la mejor elección no siempre es la que antepone la obtención de información. Es indispensable que siempre se prepondere el derecho a la información y libre elección de las personas. Por lo tanto, la persona que realiza una investigación no es quien decide la mejor alternativa.

Cualquier protocolo de investigación que requiera la participación de personas necesita de disposiciones ético-operativas. A este procedimiento se le conoce como consentimiento informado y se trata de una expresión tangible del respeto a la autonomía de la persona, cuando esta, es incluida en un estudio de investigación. De modo que, el consentimiento informado es la consolidación en un documento del proceso continuo y gradual que se da entre el investigador y la persona que participa en las investigaciones. [51]

De manera general, el consentimiento informado se define como «la facultad de una persona válidamente informada y libre de coacción, para aceptar o no la participación en proyectos de investigación que se le propongan». [52] El documento escrito del consentimiento informado es el resguardo de que el encargado de una investigación ha comunicado en calidad y cantidad, sobre los procedimientos, riesgos y beneficios de la misma. Este procedimiento garantiza que la persona participe en la misma, ha comprendido la información.

Por esta razón, antes de proceder a la adquisición de la señal oscilométrica se realizó la carta de consentimiento informado (Anexo 3). La realización de esta carta tomó como base el formato de consentimiento utilizado en la tesis titulada «Metodología de pruebas estáticas y dinámicas para un socket protésico de miembro inferior a nivel transfemoral». [53] Promoviendo así, la homologación de los formatos para la realización de pruebas en humanos utilizados en nuestra facultad.

3.4.1 Procedimiento de adquisición para la señal oscilométrica

El objetivo de estas pruebas consiste en obtener la información que permita constatar los niveles de presión en el muslo de una persona. Se cuenta con 30 participantes plenamente sanos y debidamente informados sobre su participación en esta investigación. También se cuenta con el modelo funcional para la detección de oscilaciones, con lo que se posibilita el desarrollo de las pruebas de adquisición.

Para realizar la obtención de las curvas características de la presión arterial, será necesario implementar el sistema de adquisición haciendo uso del sensor de

presión y su etapa de acondicionamiento para la detección de la señal oscilatoria. Además, se dispone de una tarjeta de adquisición de datos de National Instruments™ (DAQ, por sus siglas en inglés), un osciloscopio para permitir la visualización de la señal oscilométrica y una computadora con LabView® para realizar la captura de información de la DAQ (Fig.36).



Fig. 36: Elementos del sistema de adquisición de datos.

El uso de la tarjeta de adquisición de datos, permite establecer de forma rápida y sencilla una interfaz entre una computadora y las señales exteriores. Básicamente, es un dispositivo que trabaja como el convertidor analógico digital de un microcontrolador, digitalizando las señales analógicas entrantes para que la computadora sea capaz de interpretarlas.

Interfaz LabView® en la computadora

La interpretación de la información por parte de la computadora se realiza mediante el software LabView®. Este programa permite integrar una pequeña aplicación para la recepción de datos. La programación de la aplicación es sencilla ya que se trabaja mediante bloques (Fig.37).

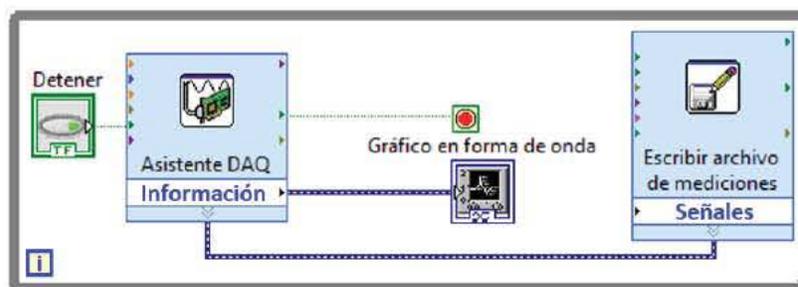


Fig. 37: Diagrama de bloques en LabView® para la interfaz de adquisición.

Los parámetros de muestreo para la tarjeta de adquisición se establecen a una frecuencia de un kilohertz y una toma de doscientas cincuenta muestras por segundo. El rango de voltaje para la toma de muestras, va de los cero hasta los cinco Volts. Los bloques ilustrados comunican internamente la información necesaria para que el software permita la visualización de las señales digitalizadas mediante un gráfico en tiempo real (Fig. 38).

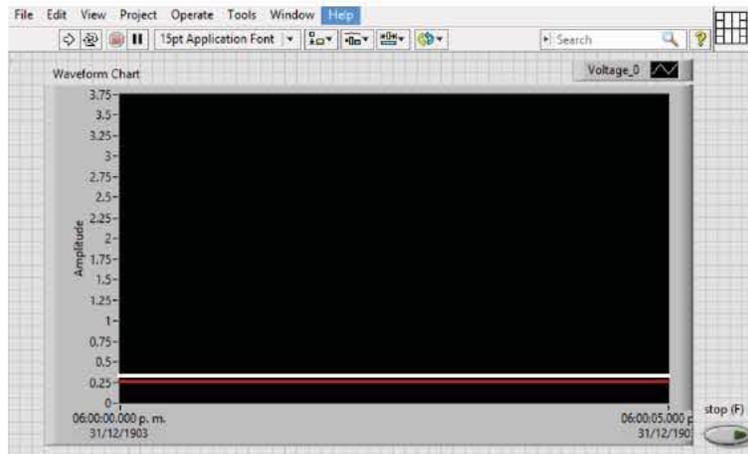


Fig. 38: Gráfico en tiempo real generado en LabView® cuando el dispositivo de detección de oscilaciones se mantiene en reposo. La línea roja representa la presión absoluta del sensor y la blanca a la señal de oscilación.

Se trata de una interfaz sencilla, que permite verificar el estado de adquisición de la señal. Una vez que el software adquiere la información, se genera una tabla de información que puede ser analizada posteriormente con la paquetería de Microsoft® Office. En cuanto este sistema opera en su conjunto, se procede a la realización de pruebas con personas.

3.4.2 Ruidos de Korotkoff

La toma de los valores de referencia para la presión en el muslo de los participantes se basa en el método auscultatorio. Este método se fundamenta en la apreciación de las cinco fases de los sonidos o ruidos de Korotkoff (Fig. 39). Para ello se dispone de un estetoscopio que se coloca sobre la arteria braquial para el brazo y en la arteria poplítea para el muslo, previo al inflado del manguito que ocluirá el flujo sanguíneo. Una vez que comienza a liberarse presión a razón de dos

o tres milímetros de mercurio por segundo, es posible comenzar a apreciar los sonidos.



Fig. 39: Esquematización de los sonidos de Korotkoff. [32]

De manera general se aprecia lo siguiente [32]:

- 🌀 **Fase 1:** se aprecian sonidos suaves que poco a poco se incrementan. La presión sistólica se presenta al comienzo de los mismos.
- 🌀 **Fase 2:** el sonido de la fase uno cambia por un ruido ensordecido.
- 🌀 **Fase 3:** los sonidos se intensifican y se hacen más secos.
- 🌀 **Fase 4:** el tono e intensidad del ruido cambia abruptamente como si fuera un soplo.
- 🌀 **Fase 5:** los sonidos desaparecen por completo. En cuanto esto ocurre se presenta la presión diastólica.

3.4.3 Protocolo para la adquisición de señales en usuarios

Para la toma de presión arterial se solicita a los participantes que durante el estudio se presenten con short y playera de manga corta. Antes de adquirir la información de presión se toma el peso de los implicados y se les solicita que contabilicen su número de pulsaciones por minuto. Después, se solicita a los mismos responder un cuestionario (Anexo 4) para conocer algunos de sus antecedentes personales y familiares.

El conocimiento de los antecedentes familiares y personales del usuario, permite la obtención de indicadores de riesgo modificables como la obesidad, diabetes, hipertensión, tabaquismo, alcoholismo, sedentarismo y estrés, e indicadores no

modificables como el sexo, herencia, edad y antecedentes de enfermedad. Contar con esta información, es de utilidad para el establecimiento del protocolo de adquisición de la señal. Esto se debe, a que tanto el estado general de salud del participante como el estado de reposo previo al muestreo, son determinantes durante el monitoreo de la variable de presión arterial.

Hecho lo propio, se comienza con la toma de presión en miembro superior (Fig. 40 y Fig. 41). Contar con la información de presión en este miembro, permite tener un marco de referencia para la toma de presión en el muslo, ya que la presión de este miembro presenta poca variación debido a efecto de gravitación. Así pues, se realiza el ajuste del brazalete alrededor del brazo al que se desea medir la presión sanguínea, y se coloca el estetoscopio bajo el mismo sobre la arteria braquial.

El participante mantiene su brazo apoyado sobre una mesa y se comienza con el ingreso de aire al brazalete con ayuda de la válvula de insuflado. El brazalete se llena con aire hasta que se llega a un valor de sobrepresión que oscila entre 140 y 170 milímetros de mercurio. Este valor se establece acorde a la complejión y sexo del usuario o hasta que se presente la desaparición del pulso radial.



Fig. 40: Toma de presión sanguínea en brazo izquierdo.



Fig. 41: Toma de presión sanguínea en brazo derecho.

En seguida, se solicita al participante que se posicione sobre una mesa boca abajo (Fig. 42 y Fig. 43). Esto para garantizar el acceso a la arteria poplítea, que es una extensión de la arteria femoral y que desciende por la parte trasera del muslo hasta la parte trasera de la rodilla. Se realiza una pequeña palpación para localizar el pulso poplíteo y una vez localizado se coloca el estetoscopio sobre la arteria.

Esto permite que el estetoscopio sea colocado en el lugar correcto para la toma de presión. Considerando lo anterior, se coloca el brazalete a dos tercios del muslo del implicado y se comienza a medir la presión. El procedimiento de llenado, vaciado y acotado de los valores de sobrepresión, se realiza igual que en el brazo.



Fig. 42: Toma de presión sanguínea en muslo izquierdo.



Fig. 43: Toma de presión sanguínea en muslo derecho.

Capítulo 4: Análisis de la información obtenida

“Puede decirse que la diferencia más sobresaliente entre los hombres de ciencia y los demás profesionales es que los primeros aceptan su ignorancia y parten de ella para realizar sus trabajos y observaciones, mientras que los segundos basan sus actividades en los conocimientos que ya poseen o creen poseer.”

– Dr. Ruy Pérez Tamayo –

Existe una variedad de algoritmos para la extracción de la presión sistólica y diastólica como: detección de máxima amplitud, aproximación lineal y puntos de rápido incremento/decremento de la pendiente. [57] Dichos algoritmos conducen a cuestionar cuál de ellos es el mejor. Sin embargo, por la sencillez y precisión de la información obtenida al analizar las señales, el algoritmo de detección de máxima amplitud resulta más viable para el análisis de las pruebas en este trabajo.

La información obtenida de las curvas de oscilación, brinda información más certera sobre los niveles de presión sanguínea en el muslo. Es decir que, los errores durante la medición se ven reducidos ya que el dispositivo no requiere de elementos para la audición del latido cardiaco, ni depende de un observador para realizar la lectura de presión. Cabe señalar que este método determina con exactitud sólo el nivel de presión arterial media (P.A.M.) ya que los valores de presión sanguínea sistólica y diastólica son estimados mediante el uso del algoritmo.

El algoritmo utilizado hace uso de la señal obtenida (Fig. 44) a partir de la cual se determina el punto de máxima amplitud. A partir de la altura de dicho punto (A_m) se determinan proporciones que relacionan este nivel con las alturas correspondientes a la presión sistólica (P_s : A_s/A_m) y a la presión diastólica (P_d : A_d/A_m) sobre la envolvente de la elevación media. Estas proporciones ya han sido definidas en estudios correspondientes a la toma de presión arterial y van de 0.45 a 0.73 para la sistólica y de 0.69 a 0.83 para la diastólica. [58]

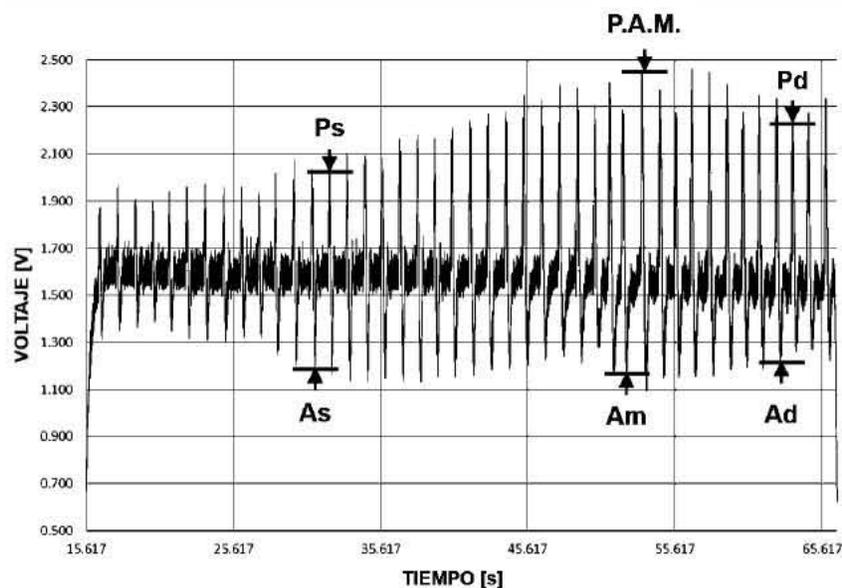


Fig. 44: Señal oscilométrica del muslo.

Todas las proporciones se relacionan directamente con la presión arterial media. De esta forma al obtener el valor de máxima amplitud y tener la envolvente del mismo, basta con multiplicar el índice de proporción por el valor de la altura media para obtener la localización de los puntos sobre la curva envolvente (Fig. 45). La altura proporcional obtenida, determina el valor en volts correspondiente al valor de presión arterial en dicho punto.

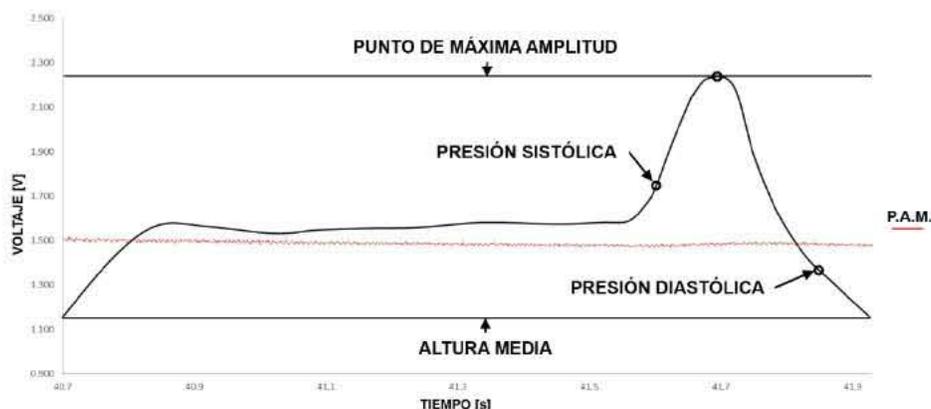


Fig. 45: Envolvente de la señal oscilométrica del muslo en el punto de máxima amplitud.

El valor de voltaje obtenido de la envolvente es cotejado de forma manual en la tabla de voltajes caracterizados acorde al nivel de presión (Anexo 5). Esto se realiza para verificar la precisión del algoritmo antes de proceder al análisis general de las muestras. Cuando la funcionalidad del algoritmo de detección ha sido verificada se procede al análisis total de las pruebas.

Al realizar el análisis total de las señales, debe tenerse en cuenta que cuando se opera con señales de tipo analógico como las adquiridas, toda diferencia entre la salida real y la esperada se denomina error. Dicha desigualdad también puede presentarse durante la digitalización de las señales, sin embargo, debido a las características propias de las operaciones digitales se habla de fallos más que de errores. De ahí que, la determinación de los errores absolutos del sistema en cuestión sea esencial, para la validación de la adecuada instrumentación y la apropiada aplicación del método para la obtención de la variable de presión sanguínea.

4.1 Resultados obtenidos

Se realizó el comparativo de la presión sanguínea obtenida a nivel femoral de forma auscultatoria para las regiones femoral izquierda y femoral derecha, con la obtenida a partir del análisis de la señal oscilométrica para ambas regiones. Esto permitió constatar la viabilidad del algoritmo para proporcionar los valores de presión sanguínea a nivel femoral. Y se demostró que los errores obtenidos en ambas regiones no superan el 5%, lo que acorde al diseño y aplicación del dispositivo garantiza el adecuado funcionamiento del instrumento de adquisición.

La información obtenida con base en las señales de presión recabadas para el muslo izquierdo (región femoral izquierda) de forma auscultatoria y mediante el método oscilométrico (Anexo 6A) arrojan que existe un error general, comprendido entre el 0.74% – 4.11% para el dato de presión sistólica. El error absoluto presentado en la información de presión diastólica oscila entre el 0.90% – 4.95%. Y el error promedio de las treinta mediciones es de 1.98% para la presión sistólica y de 1.93% para la presión diastólica (Tabla 7).

ERROR	% ERROR ABSOLUTO		
	REGIÓN FEMORAL IZQUIERDA		
	SISTÓLICA	DIASTÓLICA	P.A.M.
MÁXIMO	4.11	4.95	1.45
MÍNIMO	0.74	0.90	0.27
PROMEDIO	1.98	1.93	0.57

Tabla 7. Porcentaje de error absoluto en la determinación de presión arterial global máximo, mínimo y promedio para el muslo izquierdo.

Además se obtuvieron los datos de presión arterial media (P.A.M.) de forma auscultatoria y la encontrada en la señal de oscilación, a partir de las cuales se determinó la existencia de un error comprendido entre el 0.27% – 1.45% para la región femoral izquierda. Y un error promedio del 0.57% para la determinación de este nivel de presión. Es perceptible que el valor obtenido para la presión media es más preciso que el de las presiones sistólica y diastólica.

Ulteriormente, la información recabada a partir de las señales de presión en el muslo derecho (región femoral derecha) de forma auscultatoria y mediante el método oscilométrico (Anexo 6B) muestran la existencia de un error global que se comprende entre el 0.70% – 4.58% para los valores de presión sistólica. El dato

de presión diastólica presentó un error enmarcado entre el 0.90% – 4.11%. Y el error promedio de las treinta muestras fue de 2.37% para la presión sistólica y de 1.88% para la presión diastólica (Tabla 8).

ERROR	% ERROR ABSOLUTO		
	REGIÓN FEMORAL DERECHA		
	SISTÓLICA	DIASTÓLICA	P.A.M.
MÁXIMO	4.58	4.11	1.90
MÍNIMO	0.70	0.90	0.27
PROMEDIO	2.37	1.88	0.63

Tabla 8. Porcentaje de error absoluto en la determinación de presión arterial global máximo, mínimo y promedio para el muslo derecho.

El valor de presión arterial media (P.A.M.) para esta región arrojó un error comprendido entre el 0.27% – 1.90%. Y un error promedio del 0.63% para la determinación de este nivel de presión. Nuevamente se visualiza que el valor de presión arterial media es más preciso que el de las otras presiones.

Por último, se determinó el porcentaje de error presente entre ambas regiones, comparando los datos mostrados con antelación para las dos regiones femorales. Este error es indicativo de las variantes que se tienen por la operación del dispositivo al momento de manipularlo para cambiarlo de muslo. El error presente para las tomas de presión sistólica oscilo entre el 0.72% – 4.34% y el de la diastólica estuvo dentro del 0.90% – 4.53%. El error para la determinación de la presión media fue del 0.27% – 1.68% y el promedio fue de 2.18% para la determinación de presión sistólica, de 1.90% para la presión diastólica y de 0.60% para la presión media (Tabla 9).

ERROR	% ERROR ABSOLUTO		
	PROMEDIO ENTRE REGIONES		
	SISTÓLICA	DIASTÓLICA	P.A.M.
MÁXIMO	4.34	4.53	1.68
MÍNIMO	0.72	0.90	0.27
PROMEDIO	2.18	1.90	0.60

Tabla 9. Porcentaje de error absoluto en la determinación de presión arterial global máximo, mínimo y promedio presentado entre ambos muslos.

De manera general, el error máximo, mínimo y promedio presente entre regiones no muestra cambios contundentes dentro de los rangos de error. Con ello, se verifica el adecuado funcionamiento del dispositivo bajo condiciones de movimiento y reposicionamiento (fiabilidad). Además, se comprueba que durante la toma de presión arterial el valor de la presión media sigue siendo el valor más certero de la información, ya que la diferencia entre los valores de presión obtenidos de forma auscultatoria y mediante el análisis de la señal no distan entre sí por más de 2 milímetros de mercurio.

Asimismo, el dato promedio presentado en ambas regiones es indicativo de que el sistema de detección de oscilaciones opera adecuadamente puesto que, el porcentaje de error absoluto promedio no supera el 2.5% establecido por el fabricante del sensor. También se corrobora que el método es más preciso al momento de determinar el valor de presión media. Y se muestra que como primera aproximación, la operación del sistema generado es la esperada, brindando así, una alternativa simple para la determinación de la presión arterial en el muslo de una persona que provee de información útil para que el usuario tenga un mejor control sobre su estado de salud.

Además, debido a que las componentes de presión arterial presentan asociaciones similares con la aparición de enfermedades relacionadas con accidentes cerebrovasculares, flujo insuficiente de sangre hacia el corazón (angina estable), ensanchamiento de las arterias debido al debilitamiento de las paredes de los vasos sanguíneos (aneurisma de la aorta abdominal), infarto al miocardio, insuficiencia renal, obesidad, engrosamiento de las paredes arteriales (arteriosclerosis) y osteoporosis, se provee al personal especializado en temas de la salud, de un dispositivo que brinda indicadores oportunos para la atención del usuario. De igual forma la información adquirida puede ser utilizada para el mejoramiento de las condiciones de operatividad del elemento protésico y con ello optimizar las condiciones de adaptabilidad del elemento protésico al individuo.

4.2 Conclusión

Los dispositivos de monitoreo para la presión arterial son de cierta utilidad y valor para el personal especializado en el diagnóstico clínico. A lo largo de este trabajo, se propuso la configuración de un sistema que brinda información sobre los valores de presión sanguínea mediante elementos de sensado y filtrado en el muslo de una persona, permitiendo la obtención de un modelo funcional para constatar la factibilidad de contar con este elemento a nivel transfemoral. Con base en la situación presente dentro del campo de la medición no invasiva de la presión

sanguínea, para un elemento protésico a nivel transfemoral, se realizó el análisis para definir las consideraciones fundamentales en el proceso de diseño, instrumentación electrónica y pruebas del dispositivo para la adquisición de la señal deseada; concluyendo lo siguiente:

- El proceso de diseño se mantuvo hasta la configuración del sistema, ya que, el diseño de detalle del dispositivo no se contempló en el alcance planteado para este estudio.
- A lo largo de este trabajo, se logró la estructuración de un sistema de adquisición para la variable de presión arterial. El elemento planificado, permitió la obtención de un modelo funcional que se dispuso en una tarjeta de adquisición de dimensión 4.5×4.5 [cm] que ejecuta operaciones de filtrado entre los $0.482 \text{ Hz} - 4.823 \text{ Hz}$ y asociado a una conversión analógica-digital a 20 MHz con una interfaz en LabVIEW®, permite la adquisición aceptable de los valores de presión arterial con una resolución de 295 mV y una tasa de muestreo de 250 muestras por segundo.
- El protocolo de adquisición refleja que las mujeres habitualmente presentan una presión sanguínea más baja respecto a la de los hombres. Dicha presión puede variar entre un 5% – 25% menos que las de un hombre de igual edad.
- Debido a que la arteria poplítea sufre una compresión y descompresión al momento de la toma de presión, el monitoreo de dicha variable no puede realizarse de manera ininterrumpida, ya que, de otra forma pueden ocasionarse daños al usuario. Por ello, acorde con la American Heart Association, el usuario debe reposar por 30 minutos previo a la toma de presión y no puede realizarse toma consecutiva de dicha variable, puesto que, acorde con la Artery Society la arteria requiere de cuando menos 5 minutos para el restablecimiento de sus paredes.
- La medición de la presión sanguínea con el dispositivo propuesto se dio con una precisión de 2 milímetros de mercurio para la obtención de la presión media y tuvo variaciones que no superaron los 5 milímetros de mercurio para las presiones sistólica y diastólica. Al realizar el análisis de antecedentes de los participantes se observó que este es un error mínimo que se debe principalmente a factores externos como el estrés, nerviosismo, sedentarismo del participante, etc. Por consiguiente se determina que los resultados arrojados por el dispositivo son los esperados.
- El diseño propuesto representa una opción fiable para la adquisición de las señales que proveen de manera asertiva los valores de presión

sistólica, presión diastólica y presión media en el muslo de la persona. La adquisición de información en esta región tiene una propensión del 2.5% a pequeños errores de medición debido a la sensibilidad de los componentes utilizados y a la mala colocación del dispositivo. Por otro lado, del 100% de las mediciones el 73% se aproximó con error menor al 5% con respecto a los valores de referencia de modo que el dispositivo también cuenta con buenas condiciones de repetitividad.

- El instrumento de adquisición desarrollado es fácil de implementar y conjuntar con otros dispositivos pues provee la información digitalizada de la variable medida, ya sea, el valor de presión arterial sistólica, diastólica o media. El método oscilométrico (utilizado para la adquisición de la señal) presenta la opción más viable para la adquisición de la información en el muslo de la persona. Esto se debe a que, no se requiere de elementos robustos para la conformación del aparato de adquisición y a la facilidad de detección de la onda pulsátil tanto en la región femoral izquierda como en la derecha.

Por lo tanto se concluye que el instrumento de adquisición propuesto para la determinación de la presión sanguínea en el muslo, presenta una innovación al método, ya que, aún son pocos los estudios realizados en el campo de la adquisición de esta variable a este nivel. Para finalizar, lo más destacado de esta investigación es que el usuario del elemento de detección conozca y haga uso del mismo y con apoyo del profesional de la salud se establezcan las mejores condiciones para la interpretación de la señal monitoreada y con ello, se mejoren y se ganen contribuciones a la salud de los usuarios del dispositivo.

4.3 Trabajo a futuro

Como trabajo a futuro se plantean las consideraciones siguientes:

- Realizar la programación del algoritmo propuesto para la detección de la variable de presión mediante un microcontrolador, permitiendo así, la unificación de sistemas en el elemento protésico.
- Validar el sistema en cuestión con un especialista del campo clínico y con el usuario amputado.
- Reducir el error presentado en las presiones sistólica y diastólica para que este no supere los 2 milímetros de mercurio.

Bibliografía

- [1] ORGANIZACIÓN MUNDIAL DE LA SALUD (OMS). *Discapacidad y salud, nota descriptiva* [Consulta: diciembre de 2014]. Disponible en: <http://www.who.int/mediacentre/factsheets/fs352/es/>.
- [2] OCAMPO L.M., HENAO M.L., VÁSQUEZ L. *Amputación de miembro inferior: cambios funcionales, inmovilización y actividad física*. Facultad de Rehabilitación y Desarrollo Humano. Bogotá: Editorial Universidad del Rosario; 2010. 26p. (Documento de investigación; 42).
- [3] GIL CHANG, V. *Fundamentos de Medicina de Rehabilitación*. Editorial Universidad de Costa Rica; 2006.
- [4] INEGI. *Censo de Población y Vivienda 2010, Cuestionario ampliado*. Estados Unidos Mexicanos/Población con discapacidad/Población con limitación en la actividad y su distribución porcentual según causa para cada tamaño de localidad y tipo de limitación.
- [5] INEGI. *Censo de Población y Vivienda 2010, Cuestionario ampliado*. Estados Unidos Mexicanos/Población con discapacidad/Población total y su distribución porcentual según condición y causa de limitación en la actividad para cada tamaño de localidad y sexo.
- [6] GUTIÉRREZ J.P., RIVERA-DOMMARCO J., SHAMAH-LEVY T., et al. *Encuesta Nacional de Salud y Nutrición (ENSANUT) 2012. Resultados Nacionales*. Cuernavaca, México: Instituto Nacional de Salud Pública; 2012.
- [7] ARCAS PATRICIO M.Á., GÁLVEZ DOMÍNGUEZ D.M., LEÓN CASTRO J.C., et al. *Manual de Fisioterapia. Módulo III. Traumatología, Afecciones Cardiovasculares Y Otros Campos de Actuación* [Ebook]. MAD-Eduforma; 2004.
- [8] BUITRAGO JARAMILLO, J. *Anatomía venosa de los miembros inferiores: los desórdenes venosos crónicos*. [Tesis]. Colombia: Universidad Tecnológica de Pereira. Facultad de Ciencias de la Salud; 2009.
- [9] AMERICAN HEART ASSOCIATION. *Blood Flow* [Consulta: octubre de 2014]. Disponible en: <http://www.heart.org/HEARTORG/>.
- [10] GÓMEZ CARLOS, JIMÉNEZ HÉCTOR, ULLOA JORGE H. *Nomenclatura de las venas de los miembros inferiores y términos en flebología: los consensos internacionales*. Revista Colombiana de Cirugía [en línea]. Núm. 27, 2012, pp. 139-145 [Consulta: octubre 2014]. Disponible en: <http://www.scielo.org.co/pdf/rcci/v27n2/v27n2a6.pdf>.
- [11] MOORE K.L., DAILEY A.F., AGUR M.R.A. *Anatomía con orientación clínica*. 7ª Edición. Philadelphia, USA: Lippincott Williams & Wilkins; 2013.
- [12] ALZÁTE MARÍN, S. *Análisis de presión y rigidez arterial de forma no invasiva* [Tesis]. Colombia: Universidad Nacional de Colombia. Facultad de Ingeniería y Arquitectura; 2013.
- [13] NORMA OFICIAL MEXICANA. *Educación en salud. Para la organización y funcionamiento de residencias médicas*, NOM-001-SSA3-2012.
- [14] TARGARONA, S. Guías clínicas de la Asociación Española de Cirujanos. *Cirugía endoscópica*. España: Editorial Arán; 2003.
- [15] SALAZAR MUÑOZ, Y. *Caracterización de tejidos cardíacos mediante métodos mínimamente invasivos y no invasivos basados en espectroscopia de impedancia eléctrica* [Tesis doctoral]. España: Universidad Politécnica de Cataluña, Departamento de Ingeniería Electrónica; 2004.
- [16] MAQUEDA URIBE A.L., CHÁVEZ ARROYO C., MARTÍNEZ PALOMINO G. *Medición de la presión arterial con dos aparatos, mayor definición o mejor audición*. Revista Mexicana de Enfermería Cardiológica [en línea]. Vol. 14, Núm. 3, Septiembre-Diciembre 2006, pp. 85-89 [Consulta: agosto 2014]. Disponible en: <http://www.medigraphic.com/pdfs/enfe/en-2006/en063b.pdf>.
- [17] GLOSARIO DE TÉRMINOS. *Manual de calibración y mantenimiento de esfigmomanómetros*. GENETEC; 2007. **Manguito**: nombre que se le da a la cámara de látex que contiene el brazalete que se utiliza para medir presión con los esfigmomanómetros.

- [18] GLOSARIO DE TÉRMINOS. *Manual de calibración y mantenimiento de esfigmomanómetros*. CENETEC; 2007. **Esfigmomanómetro**: instrumento para medir la presión sanguínea.
- [19] MARTÍNEZ RAMOS S., ROSELLÓ HERVÁS M., VALLE MORALES R., GÁMEZ GARCÍA M.J. *Presión arterial: ¿esfigmomanómetro manual o digital?* Revista electrónica cuatrimestral de enfermería [en línea]. Núm. 13, Junio 2008, pp. 1-9 [Consulta: agosto 2014]. Disponible en: <http://revistas.um.es/eglobal/article/view/14671>.
- [20] KANE DANIEL. *NanoEngineers print and test chemical sensors on elastic waistbands of underwear* [Consulta: junio de 2015]. Disponible en: <http://www.jacobsschool.ucsd.edu/news/>.
- [21] REYES, F. *Un reloj de pulsera que controla la presión arterial* [Consulta: marzo de 2015]. Disponible en: http://www.technologyreview.es/read_article.aspx?id=37968.
- [22] OLVERA TÉLLEZ D.J., GONZÁLEZ ESCALONA J.U. *Diseño y construcción de un sistema de monitoreo de signos vitales* [Tesis]. México: Instituto Politécnico Nacional. Escuela Superior de Ingeniería Mecánica y Eléctrica; 2013.
- [23] JAWS, NIC. *Xiaomi iHealth, medidor presión arterial desde el móvil*. [Consulta: marzo de 2015] Disponible en: <http://xiaomiuniverse.com/xiaomi-ihealth-medidor-presion-arterial/>.
- [24] CENTRO NACIONAL DE EXCELENCIA TECNOLÓGICA EN SALUD (CENETEC). *Manual de calibración y mantenimiento de esfigmomanómetros*, 2007.
- [25] AMERICAN HEART ASSOCIATION. *High Blood Pressure* [Consulta: octubre de 2014]. Disponible en: <http://www.heart.org/HEARTORG/>.
- [26] ORGANIZACIÓN MUNDIAL DE LA SALUD (OMS). *Información general sobre la hipertensión en el mundo*. Día Mundial de la Salud; 2013.
- [27] NORMA OFICIAL MEXICANA. *Para la prevención, detección, diagnóstico, tratamiento y control de la hipertensión arterial sistémica*, NOM-030-SSA2-2009.
- [28] VALENZUELA ARGÜELLES R. *Laboratorios Móviles: palm, interfaces y sensores* [en línea]. Núm. 10, noviembre 2004, pp. 3-10 [Consulta: noviembre 2014]. Disponible en: http://www.revista.unam.mx/vol.5/num10/art70/nov_art70.pdf.
- [29] SALDÍVAR RANGEL M.A., VÁZQUEZ AVILA O.A. *Diseño y construcción de un control de temperatura para el experimento de Franck-Hertz* [Tesis]. México: Universidad Nacional Autónoma de México. Facultad de Ingeniería; 2010.
- [30] SERNA RUIZ A., ROS GARCÍA F., RICO NOGUERA J.C. *Guía práctica de sensores* [Ebook]. Creaciones Copyright SL; 2010.
- [31] POBLET, J.M. *Introducción a la bioingeniería*. Barcelona, España: Marcombo. pp. 67.
- [32] THEWS GERHARD, MUTSCHLER ERNST, VAUPEL PETER. *Anatomía, fisiología y patofisiología del hombre*. España: Reverté.
- [33] MEJÍA ARANDA A.R., BASURTO PENSADO M.Á., ANTÚNEZ CERÓN E.E., et al. *Caracterización de un sensor de presión óptico (0 a 0.36 psi) basado en interferencia multimodal*. En: XXV Reunión anual de óptica. Universidad Autónoma del Estado de Morelos; 2012. pp. 2-3.
- [34] HESSE STEFAN. *Sensores en la técnica de fabricación* [en línea]. Festo AG & Co; 2001 [Consulta: noviembre de 2014]. Disponible en: <http://www.dte.us.es/>.
- [35] MEJÍA TORÍZ, G.R. *Diseño y desarrollo de un espirómetro de flujo de bajo costo* [Tesis]. México: Universidad Nacional Autónoma de México. Facultad de Ingeniería; 2010.
- [36] TIPPEENS, PAUL E. *Física: Conceptos y aplicaciones*. USA: McGraw-Hill; 2011.

- [37] VALENTINUZZI, MAX E. *Understanding the Human Machine: A Primer for Bioengineering*. USA: World Scientific; 2004.
- [38] PÉREZ, E. M., et al. *Instrumentación electrónica*. España: Marcombo; 1995.
- [39] ESPINOSA, A. *Instrumentación 1: Introducción*. CreateSpace, 2011.
- [40] CORONA RAMÍREZ L.G., ABARCA JIMÉNEZ G.S., MARES CARREÑO J. *Sensores y actuadores*. México: Grupo Editorial Patria; 2014.
- [41] PÉREZ GARCÍA, M.A. *Instrumentación electrónica*. España: Ediciones Paraninfo S.A.; 2014.
- [42] BAREA NAVARRO, R. *Instrumentación biomédica*. Universidad de Alcalá. Departamento de electrónica; 1994.
- [43] CARRIÓN PÉREZ P.A., RÓDENAS GARCÍA J., RIETA IBÁÑEZ J.J. *Procesado de señales biomédicas*. España: Ediciones de la universidad de castilla-la mancha; 2007.
- [44] PLATAS GARZA, M.A. *Medición de presión fisiológica*. Universidad Autónoma de Nuevo León. Facultad de Ingeniería Mecánica y Eléctrica; 2008.
- [45] HERNÁNDEZ ANGULO, J.A. *Diseño de un sistema de autoajuste para un socket protésico a nivel transfemoral* [Tesis]. México: Universidad Nacional Autónoma de México. Facultad de Ingeniería; 2013.
- [46] PRUTCHI, DAVID. *Design and development of medical electronic instrumentation: a practical perspective of the design, construction, and test of material devices*. USA: John Wiley & Sons, Inc.; 2005.
- [47] HERNÁNDEZ ESCALANTE, A. *Maletín electrónico* [Tesis]. México: Universidad Nacional Autónoma de México. Facultad de Ingeniería; 2007.
- [48] C.S. CHUA, SIEW MUN HIN. *Freescale™ Semiconductor: Application Note* [Consulta: mayo de 2015]. Disponible en: <http://www.freescale.com/medical/>.
- [49] VERLE MILÁN. *El mundo de los microcontroladores* [Consulta: mayo de 2015]. Disponible en: <http://www.mikroe.com/>.
- [50] GUYTON A.C., HALL J.E. *Textbook of Medical Physiology*. U.S.A.: Elsevier, Inc.; 2011.
- [51] COMISIÓN NACIONAL DE BIOÉTICA (CONBIOÉTICA). *Consentimiento informado* [Consulta: mayo de 2015]. Disponible en: <http://www.conbioetica-mexico.salud.gob.mx/>.
- [52] AGUIRRE GAS, H.G. *Ética médica: consentimiento informado* [Consulta: mayo de 2015]. Disponible en: <http://www.facmed.unam.mx/sms/>.
- [53] SÁENZ ORTIZ, G. *Metodología de pruebas estáticas y dinámicas para un socket protésico de miembro inferior a nivel transfemoral* [Tesis]. México: Universidad Nacional Autónoma de México. Facultad de Ingeniería; 2014.
- [54] UNGLAUB SILVERTHORN, D. *Fisiología Humana. Un enfoque integrado*. México: Editorial Médica Panamericana; 2014.
- [55] TOWNSEND, NEIL. *Medical Electronics: Oscillometry*. U.K.: University of Oxford; 2001.
- [56] SEGARRA ESPINOZA, E. *Fisiología de los aparatos y sistemas*. Ecuador: Universidad de Cuenca, Facultad de Ciencias Médicas; 2006.
- [57] CHEN S., GROZA V.Z., BOLIC, H.R. *Assessment of Algorithms for Oscillometric Blood Pressure Measurement*. Canada: University of Ottawa; 2009.
- [58] J.C.T.B. MORAES, M. CERULLI, P.S. NG. *A Strategy for Determination of Systolic, Mean and Diastolic Blood Pressures from Oscillometric Pulse Profiles*. U.S.A.: Conference, computers in cardiology; 2000.

ANEXO 1

Especificaciones del sensor MPX5050DP

Freescale Semiconductor

MPX5050
Rev 11, 03/2010**Integrated Silicon Pressure Sensor
On-Chip Signal Conditioned,
Temperature Compensated and
Calibrated**

The MPXx5050 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

**MPX5050
MPXV5050
MPVZ5050
Series**
0 to 50 kPa (0 to 7.25 psi)
0.2 to 4.7 V Output

ORDERING INFORMATION

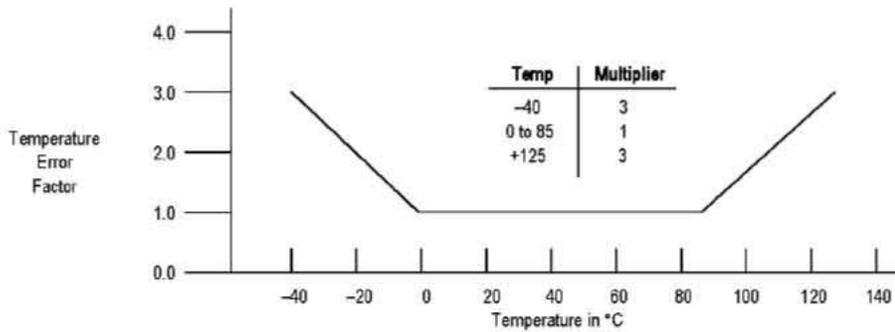
Device Name	Case No.	# of Ports			Pressure Type			Device Marking
		None	Single	Dual	Gauge	Differential	Absolute	
Unibody Package (MPX5050 Series)								
MPX5050D	867	•					•	MPX5050D
MPX5050DP	867C			•			•	MPX5050DP
MPX5050GP	867B		•		•			MPX5050GP
MPX5050GP1	867B		•		•			MPX5050GP
Small Outline Package (MPXV5050 Series)								
MPXV5050GP	1369		•		•			MPXV5050GP
MPXV5050DP	1351			•			•	MPXV5050DP
MPXV5050GC6U	482A		•		•			MPXV5050G
MPXV5050GC6T1	482A		•		•			MPXV5050G
Small Outline Package (Media Resistant Gel) (MPVZ5050 Series)								
MPVZ5050GW7U	1560		•		•			MZ5050GW

Pressure

Transfer Function

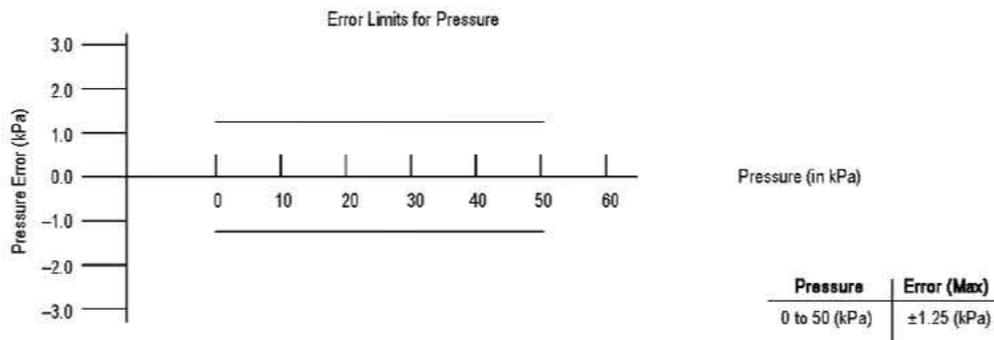
Nominal Transfer Value: $V_{out} = V_S (P \times 0.018 + 0.04)$
 $\pm (\text{Pressure Error} \times \text{Temp. Factor} \times 0.018 \times V_S)$
 $V_S = 5.0 \text{ V} \pm 0.25 \text{ Vdc}$

Temperature Error Band



NOTE: The Temperature Multiplier is a linear response from 0° to -40°C and from 85° to 125°C.

Pressure Error Band



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

Freescale 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 MPX pressure

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

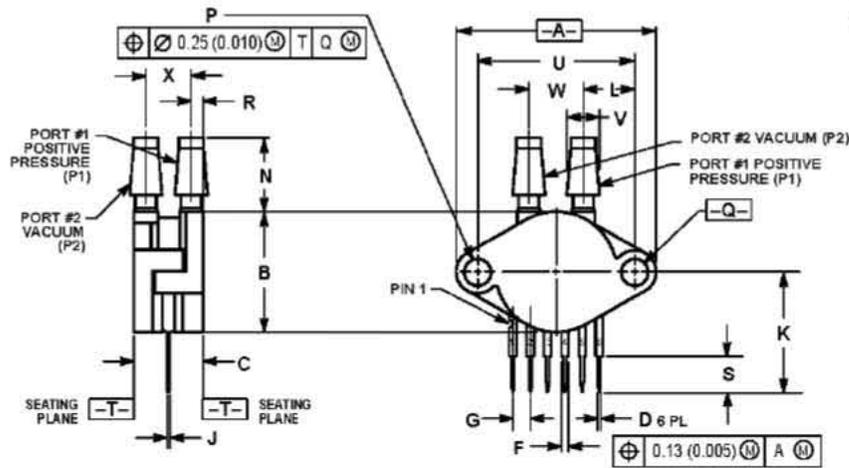
The Pressure (P1) side may be identified by using the table below.

Part Number	Case Type	Pressure (P1) Side Identifier
MPX5050D	867	Stainless Steel Cap
MPX5050DP	867C	Side with Part Marking
MPX5050GP	867B	Side with Port Attached
MPXV5050GP	1369	Side with Port Attached
MPXV5050DP	1351	Side with Part Marking
MPXV5050GC6U/T1	482A	Vertical Port Attached

MPX5050

Sensors
Freescale Semiconductor

PACKAGE DIMENSIONS



NOTES
 1. DIMENSIONING AND TOLERANCING PER ANSI Y14.5M, 1982
 2. CONTROLLING DIMENSION: INCH.

DIM	INCHES		MILLIMETERS	
	MIN	MAX	MIN	MAX
A	1.145	1.175	29.06	29.85
B	0.885	0.715	17.40	18.16
C	0.425	0.435	10.79	11.05
D	0.027	0.033	0.68	0.84
F	0.046	0.064	1.22	1.63
G	0.100 BSC		2.54 BSC	
J	0.014	0.018	0.36	0.41
K	0.885	0.725	17.86	18.42
L	0.200	0.300	7.37	7.62
N	0.430	0.440	10.97	11.18
P	0.153	0.158	3.88	4.04
Q	0.153	0.158	3.88	4.04
R	0.063	0.083	1.60	2.11
S	0.230	0.240	5.59	6.10
U	0.910 BSC		23.11 BSC	
V	0.182	0.194	4.62	4.93
W	0.310	0.330	7.87	8.38
X	0.246	0.276	6.30	7.08

STYLE 1
 PIN 1 V_{OUT}
 2 GROUND
 3 V_{CC}
 4 V_T
 5 V₂
 6 V_{EX}

CASE 867C-05
 ISSUE F
 UNIBODY PACKAGE

ANEXO 2

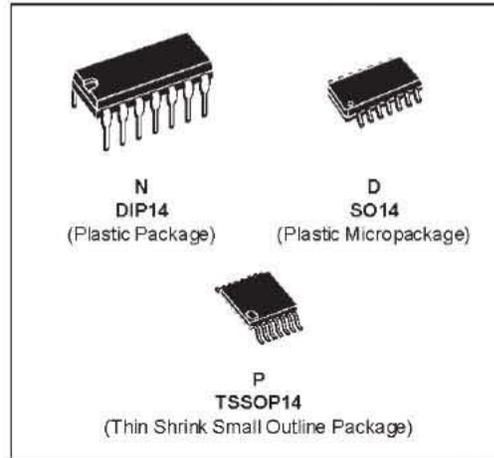
*Especificaciones del amplificador operacional
LM324N*



LM124 LM224 - LM324

LOW POWER QUAD OPERATIONAL AMPLIFIERS

- WIDE GAIN BANDWIDTH : 1.3MHz
- INPUT COMMON-MODE VOLTAGE RANGE INCLUDES GROUND
- LARGE VOLTAGE GAIN : 100dB
- VERY LOW SUPPLY CURRENT/AMPLI : 375 μ A
- LOW INPUT BIAS CURRENT : 20nA
- LOW INPUT OFFSET VOLTAGE : 5mV max.
(for more accurate applications, use the equivalent parts LM124A-LM224A-LM324A which feature 3mV max)
- LOW INPUT OFFSET CURRENT : 2nA
- WIDE POWER SUPPLY RANGE :
SINGLE SUPPLY : +3V TO +30V
DUAL SUPPLIES : \pm 1.5V TO \pm 15V



DESCRIPTION

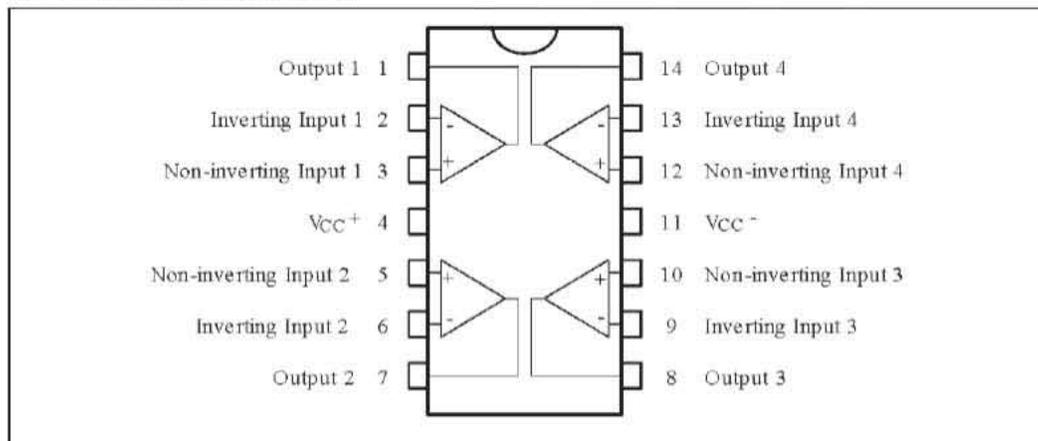
These circuits consist of four independent, high gain, internally frequency compensated operational amplifiers. They operate from a single power supply over a wide range of voltages. Operation from split power supplies is also possible and the low power supply current drain is independent of the magnitude of the power supply voltage.

ORDER CODES

Part Number	Temperature Range	Package		
		N	D	P
LM124	-55°C, +125°C	•	•	•
LM224	-40°C, +105°C	•	•	•
LM324	0°C, +70°C	•	•	•

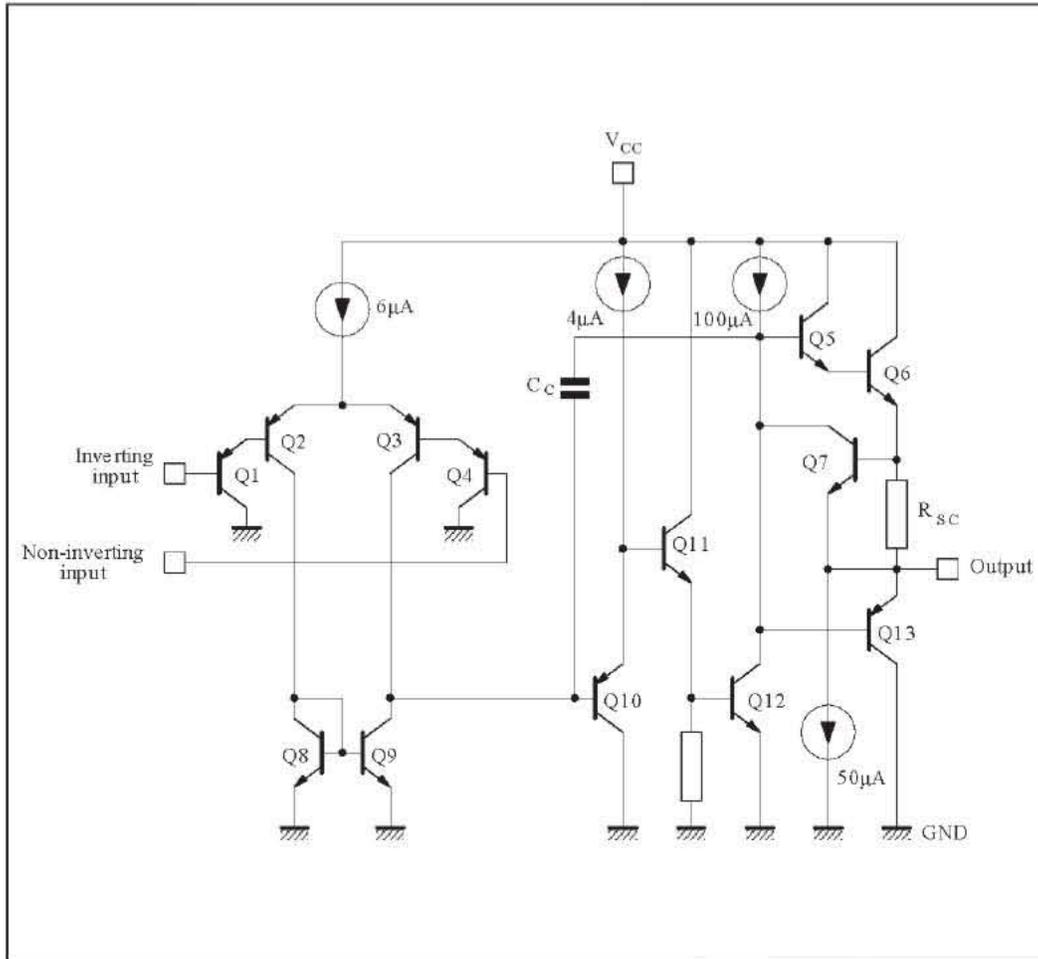
Example : LM224N

PIN CONNECTIONS (top view)



June 1999

SCHEMATIC DIAGRAM (1/4 LM124)



ABSOLUTE MAXIMUM RATINGS

Symbol	Parameter	LM124	LM224	LM324	Unit
V_{cc}	Supply Voltage	±16 or 32			V
V_i	Input Voltage	-0.3 to +32			V
V_{id}	Differential Input Voltage - (*)	+32	+32	+32	V
P_{tot}	Power Dissipation	500	500	500	mW
		-	400	400	mW
-	Output Short-circuit Duration - (note 1)	Infinite			
I_{in}	Input Current - (note 6)	50	50	50	mA
T_{oper}	Operating Free Air Temperature Range	-55 to +125	-40 to +105	0 to +70	°C
T_{stg}	Storage Temperature Range	-65 to +150	-65 to +150	-65 to +150	°C



ELECTRICAL CHARACTERISTICS

$V_{CC}^+ = +5V$, $V_{CC}^- = \text{Ground}$, $V_O = 1.4V$, $T_{amb} = +25^\circ C$ (unless otherwise specified)

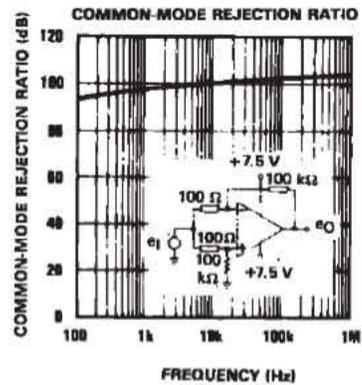
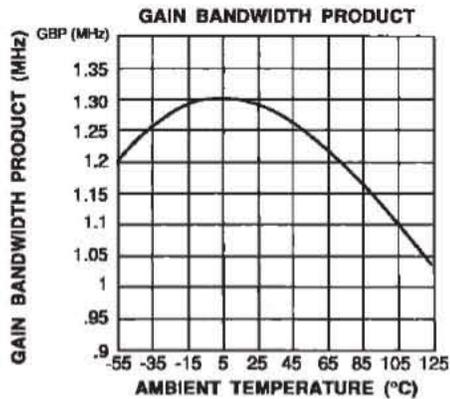
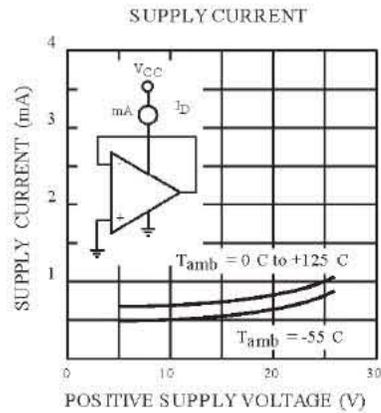
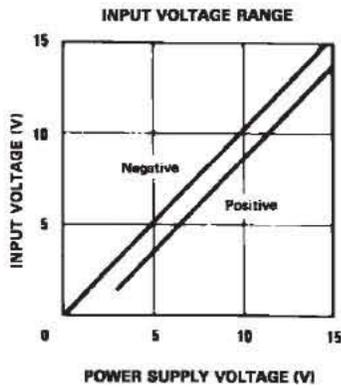
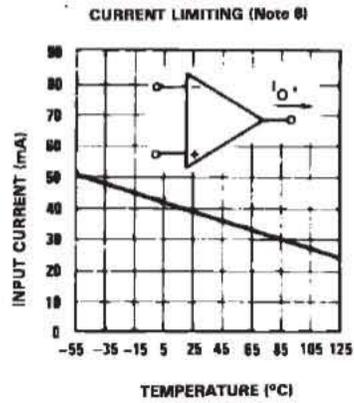
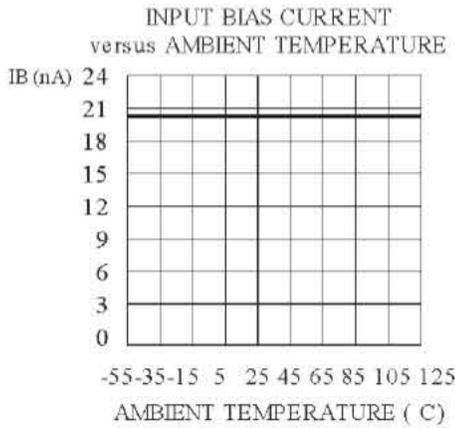
Symbol	Parameter	LM124 - LM224 - LM324			Unit
		Min.	Typ.	Max.	
V_{io}	Input Offset Voltage (note 3) $T_{amb} = +25^\circ C$ $T_{min} \leq T_{amb} \leq T_{max}$ LM324 LM324		2	5 7 7 9	mV
I_{io}	Input Offset Current $T_{amb} = +25^\circ C$ $T_{min} \leq T_{amb} \leq T_{max}$		2	30 100	nA
I_{ib}	Input Bias Current (note 2) $T_{amb} = +25^\circ C$ $T_{min} \leq T_{amb} \leq T_{max}$		20	150 300	nA
A_{vd}	Large Signal Voltage Gain ($V_{CC}^+ = +15V$, $R_L = 2k\Omega$, $V_O = 1.4V$ to $11.4V$) $T_{amb} = +25^\circ C$ $T_{min} \leq T_{amb} \leq T_{max}$	50 25	100		V/mV
SVR	Supply Voltage Rejection Ratio ($R_S \leq 10k\Omega$) ($V_{CC}^+ = 5V$ to $30V$) $T_{amb} = +25^\circ C$ $T_{min} \leq T_{amb} \leq T_{max}$	65 65	110		dB
I_{CC}	Supply Current, all Amp, no load $T_{amb} = +25^\circ C$ $T_{min} \leq T_{amb} \leq T_{max}$ $V_{CC} = +5V$ $V_{CC} = +30V$ $V_{CC} = +5V$ $V_{CC} = +30V$		0.7 1.5 0.8 1.5	1.2 3 1.2 3	mA
V_{ICM}	Input Common Mode Voltage Range ($V_{CC}^+ = +30V$) - (note 4) $T_{amb} = +25^\circ C$ $T_{min} \leq T_{amb} \leq T_{max}$	0 0		$V_{CC}^+ - 1.5$ $V_{CC}^+ - 2$	V
CMR	Common-mode Rejection Ratio ($R_S \leq 10k\Omega$) $T_{amb} = +25^\circ C$ $T_{min} \leq T_{amb} \leq T_{max}$	70 60	80		dB
I_{source}	Output Current Source ($V_{id} = +1V$) $V_{CC} = +15V$, $V_O = +2V$	20	40	70	mA
I_{sink}	Output Sink Current ($V_{id} = -1V$) $V_{CC} = +15V$, $V_O = +2V$ $V_{CC} = +15V$, $V_O = +0.2V$	10 12	20 50		mA μA

ELECTRICAL CHARACTERISTICS (continued)

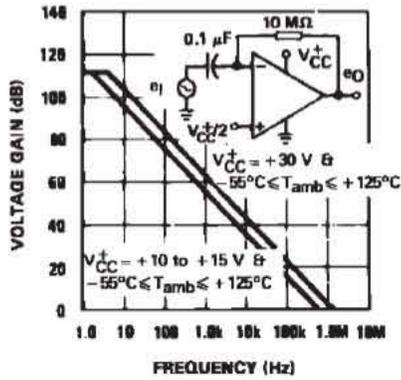
Symbol	Parameter	LM124 - LM224 - LM324			Unit
		Min.	Typ.	Max.	
V _{OH}	High Level Output Voltage (V _{CC} = +30V) T _{amb} = +25°C T _{min.} ≤ T _{amb} ≤ T _{max.} R _L = 2kΩ T _{amb} = +25°C T _{min.} ≤ T _{amb} ≤ T _{max.} R _L = 10kΩ (V _{CC} = +5V, R _L = 2kΩ) T _{amb} = +25°C T _{min.} ≤ T _{amb} ≤ T _{max.}	26	27		V
		26			
		27	28		
		27			
V _{OL}	Low Level Output Voltage (R _L = 10kΩ) T _{amb} = +25°C T _{min.} ≤ T _{amb} ≤ T _{max.}		5	20	mV
				20	
SR	Slew Rate V _{CC} = 15V, V _I = 0.5 to 3V, R _L = 2kΩ, C _L = 100pF, unity gain)		0.4		V/μs
GBP	Gain Bandwidth Product V _{CC} = 30V, f = 100kHz, V _{in} = 10mV R _L = 2kΩ, C _L = 100pF		1.3		MHz
THD	Total Harmonic Distortion f = 1kHz, A _v = 20dB, R _L = 2kΩ, V _O = 2V _{pp} C _L = 100pF, V _{CC} = 30V		0.015		%
e _n	Equivalent Input Noise Voltage f = 1kHz, R _s = 100Ω, V _{CC} = 30V		40		$\frac{nV}{\sqrt{Hz}}$
DV _{IO}	Input Offset Voltage Drift		7	30	μV/°C
DI _{IO}	Input Offset Current Drift		10	200	pA/°C
V _{O1} /V _{O2}	Channel Separation (note 5) 1kHz ≤ f ≤ 20kHz		120		dB

- Notes :**
- Short-circuits from the output to V_{CC} can cause excessive heating if V_{CC} > 15V. The maximum output current is approximately 40mA independent of the magnitude of V_{CC}. Destructive dissipation can result from simultaneous short-circuit on all amplifiers.
 - The direction of the input current is out of the IC. This current is essentially constant, independent of the state of the output so no loading change exists on the input lines.
 - V_S = 1.4V, R_S = 0Ω, 5V < V_{CC+} < 30V, 0 < V_{IC} < V_{CC+} - 1.5V
 - The input common-mode voltage of either input signal voltage should not be allowed to go negative by more than 0.3V. The upper end of the common-mode voltage range is V_{CC+} - 1.5V, but either or both inputs can go to +32V without damage.
 - Due to the proximity of external components insure that coupling is not originating via stray capacitance between these external parts. This typically can be detected as this type of capacitance increases at higher frequencies.
 - This input current only exists when the voltage at any of the input leads is driven negative. It is due to the collector-base junction of the input PNP transistor becoming forward biased and thereby acting as input diodes clamps. In addition to this diode action, there is also NPN parasitic action on the IC chip. This transistor action can cause the output voltages of the Op-amps to go to the V_{CC} voltage level (or to ground for a large overdrive) for the time duration than an input is driven negative. This is not destructive and normal output will set up again for input voltage higher than -0.3V.

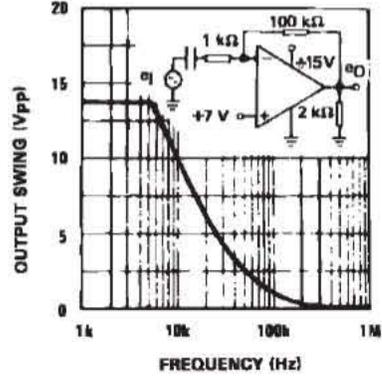




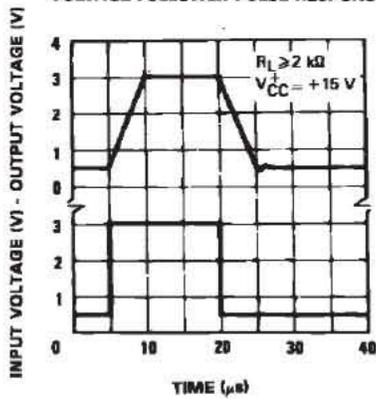
OPEN LOOP FREQUENCY RESPONSE



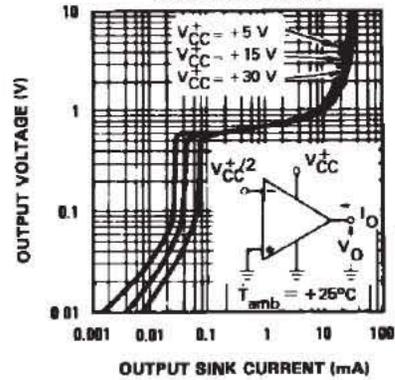
LARGE SIGNAL FREQUENCY RESPONSE



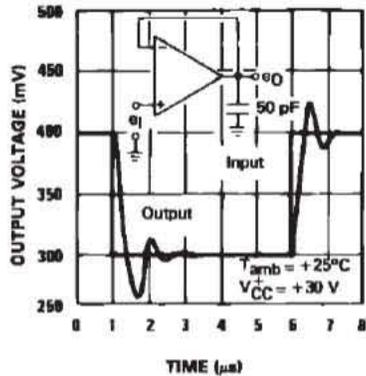
VOLTAGE FOLLOWER PULSE RESPONSE



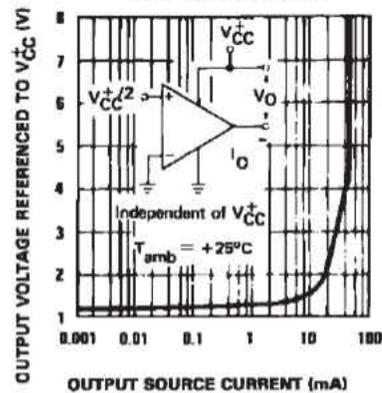
OUTPUT CHARACTERISTICS (CURRENT SINKING)



VOLTAGE FOLLOWER PULSE RESPONSE (SMALL SIGNAL)

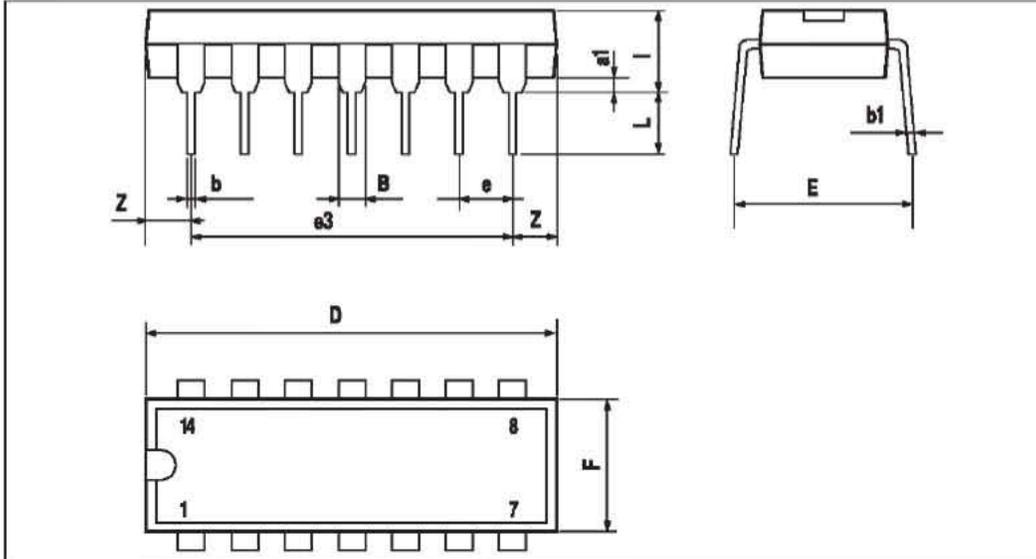


OUTPUT CHARACTERISTICS (CURRENT SOURCING)



LM124 - LM224 - LM324

PACKAGE MECHANICAL DATA
14 PINS - PLASTIC DIP



Dimensions	Millimeters			Inches		
	Min.	Typ.	Max.	Min.	Typ.	Max.
a1	0.51			0.020		
B	1.39		1.65	0.055		0.065
b		0.5			0.020	
b1		0.25			0.010	
D			20			0.787
E		8.5			0.335	
e		2.54			0.100	
e3		15.24			0.600	
F			7.1			0.280
i			5.1			0.201
L		3.3			0.130	
Z	1.27		2.54	0.050		0.100



ANEXO 3

Carta de consentimiento informado



UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA DE MÉXICO
FACULTAD DE INGENIERÍA



CONSENTIMIENTO INFORMADO PARA PARTICIPAR EN UN ESTUDIO DE INVESTIGACIÓN PARA LA INSTRUMENTACIÓN DE UN SOCKET AUTOAJUSTABLE A NIVEL TRANSFEMORAL

Título del protocolo: "Monitoreo no invasivo de la presión sanguínea, en prótesis de miembro inferior"

Sede donde se realizará el estudio: Centro de Ingeniería Avanzada, Laboratorio de Sistemas Biomédicos, Facultad de Ingeniería UNAM.

Nombre del participante: _____

A usted se le está invitando a participar en este estudio de investigación para la instrumentación de un socket autoajustable a nivel transfemoral. Antes de decidir si participa o no, debe conocer y comprender cada uno de los siguientes apartados. Este proceso se conoce como consentimiento informado.

Siéntase con absoluta libertad para preguntar sobre cualquier aspecto que le ayude a aclarar sus dudas al respecto. Una vez que haya comprendido el estudio y si usted desea participar, entonces se le pedirá que firme esta forma de consentimiento, de la cual se le entregará una copia digital firmada y fechada.

1. JUSTIFICACIÓN DEL ESTUDIO:

La hipertensión arterial forma parte de los problemas que aquejan con mayor frecuencia a la población mexicana y aunado a problemas como la diabetes o particularmente la amputación por encima de la rodilla de una pierna, puede deteriorar significativamente el estado de salud de una persona. La toma de la presión sanguínea forma parte de los signos vitales que el profesional clínico incluye en sus historiales ya que es determinante para la apreciación del estado de salud de la persona. Contar con el monitoreo de la presión sanguínea en una prótesis a nivel transfemoral contribuirá a mantener información clara de la señal monitoreada y así pueda brindarse atención oportuna ante condiciones determinantes de alguna afección.

2. OBJETIVO DEL ESTUDIO:

Obtener información que permita facilitar la toma de la presión sanguínea en prótesis de miembro inferior y con ello fabricar un modelo experimental para el monitoreo de dicha variable.

3. BENEFICIOS DEL ESTUDIO:

Este estudio permitirá que a futuro, los usuarios de prótesis de miembro inferior puedan tener un registro sobre la presión sanguínea en el muslo. La información sobre el estado de salud del miembro amputado, permitirá la detección oportuna por parte del personal clínico de afecciones que puedan poner en riesgo el estado de salud de los mismos.

4. PROCEDIMIENTOS DEL ESTUDIO:

- I. De aceptar participar se le solicitará que se presente con playera de manga corta y short.
- II. Se le solicitará responder un cuestionario para conocer sus antecedentes familiares y personales.
- III. El encargado del estudio medirá su estatura, tomara su peso y le solicitará que tome sus pulsaciones por minuto. Se le tomará la presión sanguínea en miembro superior (brazo derecho e izquierdo).
- IV. Se le pedirá que se posicione boca abajo sobre una mesa y se realizará el ajuste del baumanómetro al muslo para comenzar la toma de presión. La medición de presión se realiza en muslo derecho e izquierdo.
- V. Se le informará el término del procedimiento. Las señales obtenidas serán almacenadas para su análisis ulterior y podrán utilizarse para investigaciones futuras.



UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA DE MÉXICO
FACULTAD DE INGENIERÍA



5. RIESGOS ASOCIADOS CON EL ESTUDIO:

Durante la toma de presión sanguínea en brazo y muslo puede sentir alguna molestia o adormecimiento ligero en el brazo o en la pierna. Las molestias son momentáneas y desaparecen inmediatamente al concluir con la prueba.

6. ACLARACIONES:

La decisión de participar en el estudio es completamente voluntaria y no habrá consecuencia desfavorable para usted, en caso de no aceptar la invitación. Durante el transcurso del estudio usted podrá solicitar información actualizada sobre el mismo al responsable del estudio. No realizará gasto alguno durante su participación y no recibirá pago por la misma.

La información utilizada para la identificación de cada participante, será mantenida con estricta confidencialidad por los responsables del estudio. De desarrollar algún efecto adverso secundario no previsto, tiene derecho a una indemnización, siempre que estos efectos sean consecuencia de su participación en el estudio. Usted también tiene acceso al Departamento de Ingeniería Mecatrónica en caso de que tenga dudas sobre sus derechos como participante del estudio a través de:

Dr. Edmundo Gabriel Rocha Cózatl
Jefe del Departamento de Ingeniería Mecatrónica
Tel. 56 22 99 86 ext. 329
e.rocha.cozatl@comunidad.unam.mx

Si considera que no hay dudas ni preguntas acerca de su participación, puede, si así lo desea, firmar la Carta de Consentimiento Informado que forma parte de este documento.



7. CARTA DE CONSENTIMIENTO INFORMADO:

Yo, _____ he leído y comprendido la información anterior y mis preguntas han sido respondidas de manera satisfactoria. He sido informado y entiendo que los datos obtenidos en el estudio para el **"Monitoreo no invasivo de la presión sanguínea, en prótesis de miembro inferior"** pueden ser publicados o difundidos con fines científicos. Convengo en participar en este estudio de investigación. Recibiré una copia digital firmada y fechada de esta forma de consentimiento.

Firma del participante

Fecha

Testigo 1 (Nombre y firma)

Fecha

Testigo 2 (Nombre y firma)

Fecha

Esta parte debe ser completada por el investigador (o su representante): He explicado al Sr(a) _____ la naturaleza y los propósitos de la investigación; le he explicado acerca de los riesgos y beneficios que implica su participación. He contestado a las preguntas en la medida de lo posible y he preguntado si tiene alguna duda. Acepto que he leído y conozco la normatividad correspondiente para realizar investigación con seres humanos y me apego a ella. Una vez concluida la sesión de preguntas y respuestas, se procedió a firmar el presente documento.

Nombre y firma del investigador

Fecha



**UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA DE MÉXICO
FACULTAD DE INGENIERÍA**



8. REVOCACIÓN DEL CONSENTIMIENTO:

Título del protocolo: "Monitoreo no invasivo de la presión sanguínea, en prótesis de miembro inferior"

Investigador principal: _____

Sede donde se realizará el estudio: Centro de Ingeniería Avanzada, Laboratorio de Sistemas Biomédicos, Facultad de Ingeniería UNAM.

Nombre del participante: _____

Por este conducto deseo informar mi decisión de retirarme de este protocolo de investigación por las siguientes razones: (Este apartado es opcional y puede dejarse en blanco si así lo desea el participante)

Si el participante así lo desea, podrá solicitar que le sea entregada toda la información que se haya recabado sobre él, con motivo de su participación en el presente estudio.

_____ Firma del participante	_____ Fecha
_____ Testigo 1 (Nombre y firma)	_____ Fecha
_____ Testigo 2 (Nombre y firma)	_____ Fecha

c.c.p El participante.

(Se deberá elaborar por duplicado quedando una copia digital en poder del participante)

ANEXO 4

Cuestionario de antecedentes familiares y personales



UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA DE MÉXICO
CENTRO DE INGENIERÍA AVANZADA
LABORATORIO DE SISTEMAS BIOMÉDICOS
FACULTAD DE INGENIERÍA



CUESTIONARIO DE EVALUACIÓN DE ANTECEDENES PERSONALES Y FAMILIARES

NÚMERO DE PRUEBA: _____ FECHA Y HORA: _____

USUARIO: _____
APELLIDO PATERNO APELLIDO MATERNO NOMBRE(S)

N° DE CUENTA: _____ EDAD: _____

1. EN GENERAL ¿CÓMO CALIFICARÍA SU ESTADO DE SALUD ACTUAL?
 EXCELENTE MUY BUENO BUENO ACEPTABLE MALO
2. ¿CUÁNTAS COMIDAS REALIZA AL DÍA?
 UNA DOS TRES MÁS DE TRES
3. ¿REALIZÁ ACTIVIDAD FÍSICA?
 SI | VECES POR SEMANA: _____ NO
4. ¿TOMA BEBIDAS ALCOHÓLICAS?
 SI | VECES POR MES: _____ NO
5. ¿FUMA?
 SI | CIGARROS POR DÍA: _____ NO
6. ¿TIENE FAMILIARES O PADECE DIABETES (INDICAR FAM O USU)?
 SI NO FAM USU
7. ¿TIENE FAMILIARES O PADECE HIPERTENSIÓN (INDICAR FAM O USU)?
 SI NO FAM USU
8. ¿PADECE DE ALGÚN PROBLEMA NERVIOSO COMO ÉSTRES, ANSIEDAD, COLÍTIS, ETC.?
 SI NO
9. ¿CONOCE SU NIVEL DE PRESIÓN?
 SI | PRESIÓN: _____ NO

REFERENCIA: Organización Mundial de la Salud Cuestionario sobre salud y desempeño (CSD):
versión de referencia para ensayos clínicos.

ANEXO 5

Voltajes caracterizados acorde al valor de presión

PRESIÓN		VOLTAJE DE SALIDA REAL
mm Hg	kPa	Vleído
300	40.0	3.872
298	39.7	3.848
296	39.5	3.824
294	39.2	3.799
292	38.9	3.775
290	38.7	3.751
288	38.4	3.727
286	38.1	3.703
284	37.9	3.678
282	37.6	3.654
280	37.3	3.630
278	37.1	3.606
276	36.8	3.582
274	36.5	3.557
272	36.3	3.533
270	36.0	3.509
268	35.7	3.485
266	35.5	3.461
264	35.2	3.436
262	34.9	3.412
260	34.7	3.388
258	34.4	3.364
256	34.1	3.340
254	33.9	3.315
252	33.6	3.291
250	33.3	3.267
248	33.1	3.243
246	32.8	3.219
244	32.5	3.194
242	32.3	3.170
240	32.0	3.146
238	31.7	3.122
236	31.5	3.098
234	31.2	3.073
232	30.9	3.049
230	30.7	3.025
228	30.4	3.001
226	30.1	2.977
224	29.9	2.952
222	29.6	2.928
220	29.3	2.904
218	29.1	2.880
216	28.8	2.856
214	28.5	2.831
212	28.3	2.807
210	28.0	2.783
208	27.7	2.759
206	27.5	2.735
204	27.2	2.710
202	26.9	2.686

PRESIÓN		VOLTAJE DE SALIDA REAL
mm Hg	kPa	Vleído
200	26.7	2.662
198	26.4	2.638
196	26.1	2.614
194	25.9	2.589
192	25.6	2.565
190	25.3	2.541
188	25.1	2.517
186	24.8	2.493
184	24.5	2.468
182	24.3	2.444
180	24.0	2.420
178	23.7	2.396
176	23.5	2.372
174	23.2	2.347
172	22.9	2.323
170	22.7	2.299
168	22.4	2.275
166	22.1	2.251
164	21.9	2.226
162	21.6	2.202
160	21.3	2.178
158	21.1	2.154
156	20.8	2.130
154	20.5	2.105
152	20.3	2.081
150	20.0	2.057
148	19.7	2.033
146	19.5	2.009
144	19.2	1.984
142	18.9	1.960
140	18.7	1.936
138	18.4	1.912
136	18.1	1.888
134	17.9	1.863
132	17.6	1.839
130	17.3	1.815
128	17.1	1.791
126	16.8	1.767
124	16.5	1.742
122	16.3	1.718
120	16.0	1.694
118	15.7	1.670
116	15.5	1.646
114	15.2	1.621
112	14.9	1.597
110	14.7	1.573
108	14.4	1.549
106	14.1	1.525
104	13.9	1.500
102	13.6	1.476

PRESIÓN		VOLTAJE DE SALIDA REAL
mm Hg	kPa	Vleído
100	13.3	1.452
98	13.1	1.428
96	12.8	1.404
94	12.5	1.379
92	12.3	1.355
90	12.0	1.331
88	11.7	1.307
86	11.5	1.283
84	11.2	1.258
82	10.9	1.234
80	10.7	1.210
78	10.4	1.186
76	10.1	1.162
74	9.9	1.137
72	9.6	1.113
70	9.3	1.089
68	9.1	1.065
66	8.8	1.041
64	8.5	1.016
62	8.3	0.992
60	8.0	0.968
58	7.7	0.944
56	7.5	0.920
54	7.2	0.895
52	6.9	0.871
50	6.7	0.847
48	6.4	0.823
46	6.1	0.799
44	5.9	0.774
42	5.6	0.750
40	5.3	0.726
38	5.1	0.702
36	4.8	0.678
34	4.5	0.653
32	4.3	0.629
30	4.0	0.605
28	3.7	0.581
26	3.5	0.557
24	3.2	0.532
22	2.9	0.508
20	2.7	0.484
0	0.0	0.295

ANEXO 6

Resultados obtenidos mediante el método auscultatorio y oscilométrico para las regiones femoral izquierda y derecha.

-A-

PRUEBA	REGIÓN FEMORAL IZQUIERDA				% ERROR ABSOLUTO		PRESIÓN ARTERIAL MEDIA		% ERROR ABSOLUTO P.A.M.
	AUSCULTATORIO		OSCILOMÉTRICO		SISTÓLICA	DIASTÓLICA	AUSCULTATORIO	OSCILOMÉTRICO	
	SISTÓLICA	DIASTÓLICA	SISTÓLICA	DIASTÓLICA					
01	126	88	128	87	1.56	1.15	101.00	100.67	0.33
02	146	96	142	101	2.82	4.95	113.00	114.67	1.45
03	120	72	124	70	3.23	2.86	87.00	88.00	1.14
04	120	74	118	76	1.69	2.63	89.00	90.00	1.11
05	120	82	121	80	0.83	2.50	95.00	93.67	1.42
06	122	78	126	77	3.17	1.30	93.00	93.33	0.36
07	140	88	136	89	2.94	1.12	105.00	104.67	0.32
08	154	100	151	101	1.99	0.99	118.00	117.67	0.28
09	138	100	141	99	2.13	1.01	113.00	112.67	0.29
10	126	76	129	75	2.33	1.33	93.00	92.67	0.36
11	136	102	133	105	2.26	2.86	113.00	114.33	1.17
12	128	90	124	93	3.23	3.23	103.00	103.33	0.32
13	120	96	121	95	0.83	1.05	104.00	103.67	0.32
14	124	70	125	69	0.80	1.45	88.00	87.67	0.38
15	124	76	126	75	1.59	1.33	91.00	92.00	1.09
16	116	82	119	80	2.52	2.50	93.00	93.33	0.35
17	130	78	129	76	0.78	2.63	95.00	93.67	1.42
18	128	82	130	80	1.54	2.50	97.00	96.67	0.34
19	152	102	146	105	4.11	2.86	119.00	118.67	0.28
20	136	106	135	107	0.74	0.93	116.00	116.33	0.29
21	150	110	147	111	2.04	0.90	123.00	123.33	0.27
22	130	80	132	79	1.52	1.27	97.00	96.67	0.34
23	134	72	133	73	0.75	1.37	93.00	92.67	0.36
24	136	98	133	100	2.26	2.00	111.00	110.67	0.30
25	146	88	141	90	3.55	2.22	107.00	107.33	0.31
26	140	80	136	82	2.94	2.44	99.00	100.00	1.00
27	128	76	129	75	0.78	1.33	93.00	93.33	0.35
28	126	78	125	79	0.80	1.27	94.00	94.33	0.35
29	130	78	133	76	2.26	2.63	95.00	95.33	0.35
30	130	80	128	81	1.56	1.23	97.00	96.67	0.34

-B-

PRUEBA	REGIÓN FEMORAL DERECHA				% ERROR ABSOLUTO		PRESIÓN ARTERIAL MEDIA		% ERROR ABSOLUTO P.A.M.
	AUSCULTATORIO		OSCILOMÉTRICO		SISTÓLICA	DIASTÓLICA	AUSCULTATORIO	OSCILOMÉTRICO	
	SISTÓLICA	DIASTÓLICA	SISTÓLICA	DIASTÓLICA					
01	130	86	136	84	4.41	2.38	101.00	101.33	0.33
02	150	110	147	111	2.04	0.90	123.00	123.33	0.27
03	118	70	117	73	0.85	4.11	86.00	87.67	1.90
04	124	78	125	77	0.80	1.30	93.00	93.33	0.35
05	118	70	120	69	1.67	1.45	85.00	86.00	1.16
06	126	76	123	78	2.44	2.56	93.00	92.67	0.36
07	144	86	143	85	0.70	1.18	105.00	104.33	0.64
08	150	90	148	91	1.35	1.10	109.00	110.00	0.91
09	144	98	141	99	2.13	1.01	113.00	113.33	0.29
10	132	80	136	78	2.94	2.56	97.00	97.33	0.34
11	138	98	132	100	4.55	2.00	111.00	110.67	0.30
12	110	80	115	78	4.35	2.56	90.00	90.33	0.37
13	122	90	119	92	2.52	2.17	101.00	100.67	0.33
14	120	68	123	67	2.44	1.49	85.00	85.67	0.78
15	118	74	122	72	3.28	2.78	89.00	88.67	0.38
16	124	80	126	79	1.59	1.27	95.00	94.67	0.35
17	132	74	133	73	0.75	1.37	93.00	93.33	0.35
18	132	86	136	84	2.94	2.38	101.00	101.33	0.33
19	138	96	135	98	2.22	2.04	110.00	110.33	0.30
20	142	96	144	97	1.39	1.03	111.00	112.67	1.48
21	160	100	153	103	4.58	2.91	120.00	119.67	0.28
22	134	92	132	93	1.52	1.08	104.00	106.00	1.89
23	130	70	133	69	2.26	1.45	90.00	90.33	0.37
24	140	104	138	105	1.45	0.95	118.00	116.00	1.72
25	148	86	142	89	4.23	3.37	107.00	106.67	0.31
26	138	74	141	72	2.13	2.78	95.00	95.33	0.35
27	120	80	124	78	3.23	2.56	93.00	93.33	0.36
28	128	80	131	79	2.29	1.27	96.00	96.33	0.35
29	122	84	119	85	2.52	1.18	97.00	96.33	0.69
30	138	90	136	91	1.47	1.10	105.00	106.00	0.94