



Universidad Autónoma Metropolitana- Iztapalapa
División de Ciencias Básicas e Ingeniería
Posgrado en Ingeniería Biomédica

**Aplicación de presión positiva y negativa de
manera continua y lineal en los miembros
inferiores para el estudio de la función autonómica
cardiovascular**

Tesis que presenta
Luis Javier López Flores

Para la obtención del grado de
Maestro en Ciencias (Ingeniería Biomédica)

Asesor: **Dr. Salvador Carrasco Sosa**

Sinodales:

Presidente: **Dra. Claudia Lerma González** **INCICH**

Secretario: **Dr. Juan Carlos Echeverría Arjonilla** **UAM – I**

Vocal: **Dr. Salvador Carrasco Sosa** **UAM – I**

México DF, 14 de Diciembre de 2011

A Dios

*Por bendecirme y enseñarme que la
fe es garantía de lo que se espera...*

A mi Papá

*Por guiar y apoyar cada uno de mis
pasos.*

A mi Abuelita

*Por enseñarme a luchar por los sueños
y demostrarme que un hombre es
limitado, pero con Dios todo se puede.*

A mis sobrinos

Por mantener vivo mi corazón de niño

RESUMEN	-iii-
ABREVIATURAS	-v-
CAPÍTULO I ANTECEDENTES	
1.1 Fisiología autonómico – cardiovascular	-1-
1.2 Fisiología de la variabilidad de la frecuencia cardiaca	-3-
1.3 Fisiología de la variabilidad de la presión arterial	-4-
1.3.1 Cardio - Impedancia Torácica	-5-
1.4 Presión negativa en miembros inferiores	-7-
1.4.1 Respuesta Autonómica Cardiovascular a la aplicación de PNMI	-7-
1.4.2 Protocolos de PNMI	-9-
1.5 Presión positiva en miembros inferiores	-10-
1.5.1 Respuesta Autonómica Cardiovascular a la PPMI	-10-
1.5.2 Protocolos de PPMI	-11-
1.6 Comparación de los efectos de PNMI y PPMI	-13-
CAPÍTULO II JUSTIFICACIÓN	
2.1 Justificación	-14-
2.2 Objetivos	-15-
2.2.1 Objetivo general	-15-
2.2.2 Objetivos específicos	-16-
2.3 Hipótesis	-16-
CAPÍTULO III METODOLOGÍA	
3.1 Desarrollo de instrumentación para estimulación de PPMI y PNMI	-17-
3.1.1 Cámara de presión	-17-
3.1.2 Sello cámara – sujeto	-18-
3.1.3 Dispositivo generador de presión	-18-
3.1.3.1 Motor	-18-
3.1.3.2 Control de presión de la cámara	-19-
3.1.3.2.1 Panel de control	-21-
3.1.3.2.2 Circuitos electrónicos	-21-
3.1.3.2.3 Tarjeta de adquisición de datos	-23-

3.1.3.2.4 Canal de medición de la presión	-23-
3.2 Evaluación de la instrumentación	-24-
3.3 Etapa experimental	-25-
3.3.1 Evaluación de protocolos	-25-
3.3.2 Sujetos	-27-
3.3.3 Protocolos experimentales	-27-
3.3.4 Registro y adquisición de señales	-27-
3.3.5 Procesamiento de datos	-28-
3.3.6 Análisis estadístico	-29-
CAPÍTULO IV RESULTADOS	
4.1 Instrumentación desarrollada	-30-
4.1.1 Cámara de Presión	-30-
4.1.2 Sello cámara-sujeto	-30-
4.1.3 Dispositivo generador de presión	-31-
4.1.3.1 Motor	-31-
4.1.3.2 Control de presión de la cámara	-32-
4.1.3.2.1 Software (LabView)	-32-
4.1.3.2.2 Circuitos electrónicos	-33-
4.2 Evaluación de la instrumentación	-34-
4.3 Resultados fisiológicos	-38-
CAPÍTULO V DISCUSIÓN Y CONCLUSIONES	
5.1 Discusión y Conclusiones	-43-
5.1.1 De la instrumentación	-43-
5.1.2 Del desempeño del sistema	-43-
5.1.3 De los resultados fisiológicos	-44-
5.2 Recomendaciones	-46-
5.3 Limitaciones del sistema	-47-
5.4 Perspectivas	-47-
5.5 Conclusión general	-48-
Referencias bibliográficas	-50-
Agradecimientos	-55-

RESUMEN

La aplicación de presión negativa en miembros inferiores (PNMI) ha sido utilizada como una herramienta para la evaluación del estrés ortostático y simulación de hipovolemia por hemorragia, maniobras que incrementan la actividad simpática. Cuando se aplica PNMI, ocurre una distensión vascular, disminución del retorno venoso y la precarga, disminuciones en el volumen sistólico, gasto cardiaco y presión arterial, que disparan la actividad simpática vía baroreflejo para restituir la presión arterial. La presión positiva en miembros inferiores (PPMI) se ha utilizado principalmente para simular estrés gravitacional. La PPMI incrementa la presión en tejidos y reduce el gradiente de presión transmural de los vasos, lo que lleva al incremento de la presión venosa central, el retorno venoso y de la presión arterial media.

Para el estudio de PPMI y PNMI se han utilizado protocolos de estimulación por etapas, es decir de manera discontinua. Además, son escasos los artículos que apliquen ambas presiones, sobre todo que reporten la utilización de una sola cámara de presión con solo un dispositivo generador de estas.

Se construyó un sistema de control para aplicar PPMI y PNMI, que consiste en una cámara de presión con medidas adecuadas para cambios bruscos de presión en sujetos de complejión física robusta; un sello cámara – sujeto; un generador de presiones tanto positivas como negativas; y un control electrónico para mantener la presión dentro de la cámara de acuerdo al protocolo que se desee aplicar en los miembros inferiores.

Los estímulos de presión (positiva y negativa) se aplicaron en dos maneras diferentes: 1) lineal y continuo (de -20 a 20 mmHg y de 20 a -20 mmHg) y 2) por etapas o escalones (de -20 a 20 mmHg), para verificar el desempeño del instrumento y cuantificar el error con relación al protocolo generado realmente, así como para explorar cómo se ajustaba el sistema autonómico cardiovascular a estos estímulos.

Los resultados de la evaluación de la instrumentación resultaron satisfactorios, dado que se tiene la posibilidad de obtener relaciones continuas de las variables autonómicas cardiovasculares en función de presiones positivas y negativas en miembros inferiores. Además, el control parece seguir los protocolos con un error medio de 0.2 mmHg, valor

que no se considera relevante para el rango de presión que emplea el instrumento, pero sobre todo, es muy pequeño para generar cambios fisiológicos, de acuerdo a los experimentos realizados.

Con los resultados fisiológicos obtenidos en dos sujetos estudiados, no es posible realizar una interpretación sustentable; sin embargo, se puede conjeturar con los comportamientos observados. Variables como el volumen sistólico, presión sistólica, el componente de alta y baja frecuencia, así como la relación de estos componentes parecen tener un comportamiento más lineal (coeficiente de correlación (r) entre 0.6 y 0.7) cuando se aplica el protocolo lineal ascendente (-20 a 20 mmHg), ya que, con el protocolo lineal descendente (20 a -20 mmHg), sólo se presentó en el componente de baja frecuencia de la presión sistólica ($r = 0.53$), pero con una pendiente muy cercana al valor del protocolo, aunque inversa (-0.083 protocolo y 0.084 BF_{PS}). Esta proporcionalidad lineal inversa muestra una marcada histéresis al tener pendientes inversas al estímulo, sobre todo en la mayoría de las variables del protocolo descendente. También se presenta histéresis en el grado de linealidad al comparar las respuestas fisiológicas de ambos protocolos, principalmente en el volumen sistólico, intervalo RR, inicio y fin de la alta y baja frecuencia del intervalo RR, así como el inicio de la relación de alta y baja frecuencia. A pesar de que no todas las variables autonómicas cardiovasculares presentan alto grado de linealidad, la gran mayoría presenta cierta linealidad significativa ($p < 0.01$), excepto para el componente de baja frecuencia de la presión sistólica del protocolo ascendente y la presión sistólica del protocolo descendente. Por otro lado, los efectos de la aplicación de “presión continua”, presenta conductas diferentes a los de la “presión discontinua” (por etapas), sobre todo, en las variables autonómicas.

ABREVIATURAS

A	Amperes
AF	Alta frecuencia
AFPS	Alta frecuencia de la presión Sistólica
BF	Baja frecuencia
BFPS	Baja frecuencia de la presión Sistólica
CA	Corriente alterna
cmH ₂ O	Centímetros de agua
CVP	Central Venous Pressure - Presión venosa central
dZ/dt	Derivada de la Impedancia respecto al tiempo
ECG	Electrocardiograma
FC	Frecuencia cardiaca
HLT	High Level Transducer – Transductor de alto nivel
Hp	Horse power – Caballos de potencia
Hz	Hertz
INISO	Input Signal Isolation Adapter – señal de entrada con adaptador aislado
KHz	Kilohertz
KS/s	Kilo Samples per second – kilo muestras por segundo
LEVT	Tiempo de eyección ventricular izquierdo
mA	Miliampers
MAP	Medium Arterial Pressure – Presión arterial media
mH	MiliHenrios
MHz	Megahertz
min	Minutos
ml	Mililitros
mmHg	Milímetros de mercurio
mV/s	Milivolts sobre segundo
NICO	Noninvasive Cardiac Output – Gasto cardiaco no invasivo
PA	Presión arterial
PCB	Printed circuit board – placa de circuito impreso
PD	Presión Diastólica
PM	Presión media

PNMI	Presión negativa en miembros inferiores
PPMI	Presión positiva en miembros inferiores
PS	Presión Sistólica
Q	Gasto cardiaco
RR	Intervalo de tiempo (ms) entre dos señales cardiacas continuas
RVP	Resistencia vascular periférica
SNA	Sistema nervioso autónomo
SNP	Sistema nervioso parasimpático
SNS	Sistema nervioso simpático
V	Voltaje
Vca	Voltaje de corriente alterna
Vrms	Valor root mean square – valor cuadrático medio
VS	Volumen Sistólico
Z	Impedancia

CAPÍTULO I

ANTECEDENTES

1.1 Fisiología autonómico – cardiovascular

El sistema nervioso autónomo (SNA) está constituido por circuitos neuronales que regulan las funciones de los sistemas cardiovascular, respiratorio, gastrointestinal, entre otros. Como sistema visceromotor eferente, coordina las respuestas adaptivas que permiten mantener la composición adecuada del medio interno; su función principal es el mantenimiento de la homeostasis y, como su nombre lo indica, no está sujeto al control voluntario [46].

El SNA está formado principalmente por centros localizados en la médula espinal, el tronco encefálico y el hipotálamo. Asimismo, algunas zonas de la corteza cerebral, especialmente de la corteza límbica, transmiten impulsos a los centros inferiores e influyen de este modo sobre el control autónomo.

El SNA opera con frecuencia por medio de reflejos viscerales, es decir, señales sensitivas no conscientes de una víscera que penetran en los ganglios autonómicos, tronco encefálico o el hipotálamo y devuelven respuestas reflejas y directas a las vísceras para controlar sus actividades.

Las señales autonómicas eferentes se transmiten a los diversos órganos del cuerpo a través de dos subdivisiones principales denominadas sistema nervioso simpático (SNS) y sistema nervioso parasimpático (SNP).

Las fibras nerviosas vasomotoras simpáticas abandonan la médula espinal a través de los nervios espinales torácicos y el primero o los dos primeros lumbares. Después pasan a las cadenas ganglionares simpáticas situadas a ambos lados de la columna vertebral y, desde ahí, siguen dos rutas hasta los vasos sanguíneos: 1) a través de nervios simpáticos específicos, que inervan principalmente la vasculatura de las vísceras internas y el corazón, y 2) a través de los nervios raquídeos que inervan principalmente la vascularización de las zonas periféricas.

La inervación de las arterias nutricias y de las arteriolas permite que la estimulación simpática vía vasoconstricción aumente la resistencia vascular.

La estimulación simpática cardíaca aumenta notablemente la actividad del corazón, incrementando la frecuencia cardíaca (FC) y la contractilidad [18]. En la Figura 1.1 se observa un esquema de la anatomía del control nervioso simpático de la circulación.

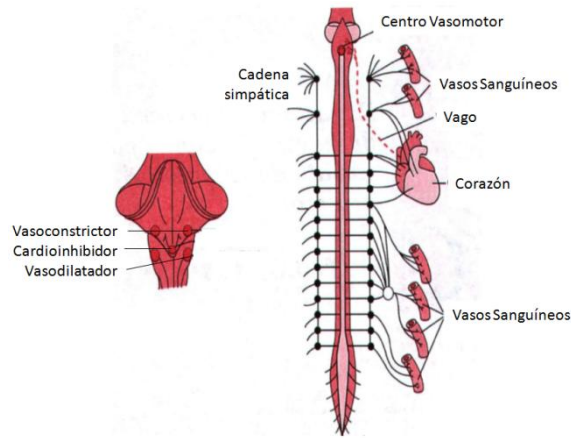


Figura 1.1 Inervación simpática del sistema cardiovascular [18].

El efecto circulatorio de mayor relevancia del sistema nervioso parasimpático es el control de la FC a través de los nervios vagos. La estimulación parasimpática causa un notable descenso de la FC [18].

La estimulación vagal intensa puede hacer que el corazón detenga sus latidos durante unos segundos, pero después el corazón inicia con una frecuencia de 20 a 40 latidos por minuto, aproximadamente el 40% de lo normal. Además, la estimulación vagal intensa puede disminuir en un 20% la fuerza de contracción cardíaca. Las fibras vagales se distribuyen principalmente por los atrios, y no tanto por los ventrículos (Figura 1.2).

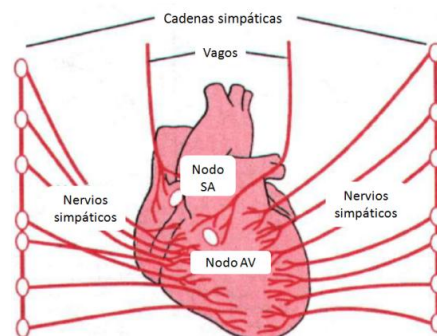


Figura 1.2.- Inervación autónoma del corazón [18].

La presión arterial (PA) es una de las variables cardiovasculares bajo control autónomo reflejo. Cuando la PA media aumenta se activa la regulación inmediata, los

receptores de estiramiento o barorreceptores (situados en la aorta y en las carótidas) se estimulan, disparando impulsos nerviosos que inhiben al centro vasomotor del bulbo raquídeo, disminuyendo la actividad simpática al corazón y a los vasos sanguíneos. La falta de dichos impulsos simpáticos provoca la disminución de la FC y la dilatación de los vasos sanguíneos periféricos, lo que tiene como consecuencia disminuir PA (Figura 1.3). A la inversa, un descenso de la PA relaja los barorreceptores, permitiendo que los centros vasomotores se vuelvan más activos, produciendo taquicardia y vasoconstricción haciendo que la PA se eleve hasta recuperar su valor normal [46].

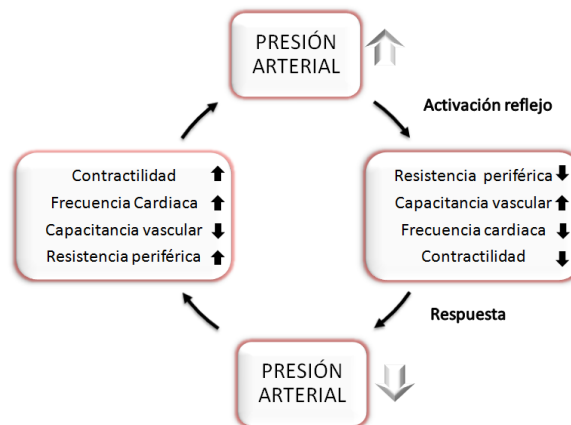


Figura 1.3.- Respuestas barorreflejas que se producen ante los cambios de presión arterial [46].

1.2 Fisiología de la variabilidad de la frecuencia cardiaca

La frecuencia cardiaca (FC) puede modificarse por vía refleja en respuesta a los cambios en la PA, las presiones intracardiacas o la respiración [46].

La FC oscila rítmicamente con la frecuencia respiratoria, fenómeno conocido como la arritmia sinusal respiratoria. De tal forma que esta aumenta durante la inspiración y disminuye durante la espiración. Estos cambios se asocian a un aumento del tono simpático y una inhibición del tono vagal durante la inspiración, y a un aumento del tono vagal durante la espiración [24]. Además, durante la inspiración, la distensión de los pulmones estimula receptores pulmonares sensibles al estiramiento que aumentan por vía refleja la FC [4].

La variabilidad de la FC está determinada, entre otros factores, por la integración, en el nodo sinusal, de la señal de la actividad periódica lenta del tono simpático y de la

actividad periódica rápida del tono vagal. Si se realiza un análisis espectral al registro continuo de la FC en el tiempo (cardiotacograma), es posible obtener sus componentes en frecuencia y calcular su potencia (Figura 1.4). En el espectro de frecuencias, el componente de baja frecuencia (entre 0.04 y 0.15 Hz) se debe a la actividad simpática junto con la vagal, en cambio el componente de alta frecuencia (entre 0.15 y 0.4 Hz) se relaciona con la actividad vagal solamente. Por lo que un buen indicador del balance simpático vagal es la relación entre los componentes de alta y baja frecuencia. De esta forma, en diversas circunstancias, se pueden estimar las actividades simpática y parasimpática de manera indirecta y no invasiva [32].

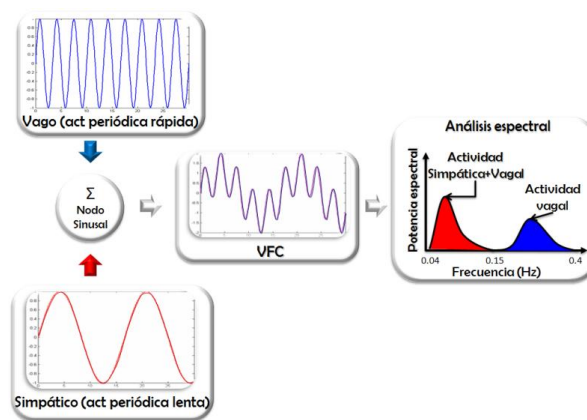


Figura 1.4 Fisiología de la variabilidad de la frecuencia cardíaca.

1.3 Fisiología de la variabilidad de la presión arterial

La presión arterial (PA) está determinada por el producto del gasto cardíaco (Q) y la resistencia vascular periférica (RVP). A su vez, la regulación del Q depende del volumen sistólico (VS) del ventrículo izquierdo y de la FC. La modificación de cualquiera de estos factores produce cambios en la PA. Asimismo, el control de la PA depende de la acción de los sistemas de control sobre el gasto cardíaco y/o la resistencia vascular periférica total (Figura 1.5).

La onda de PA muestra un máximo y un mínimo en cada latido. El máximo corresponde a la presión sistólica (PS) y el mínimo a la presión diastólica (PD). La PS se considera un indicador del volumen sistólico [16], mientras que la PD refleja la RVP [11]. Si se grafican los valores de PS y PD latido por latido respecto al tiempo, se observa que también varían constantemente, esto es, muestran variabilidad.

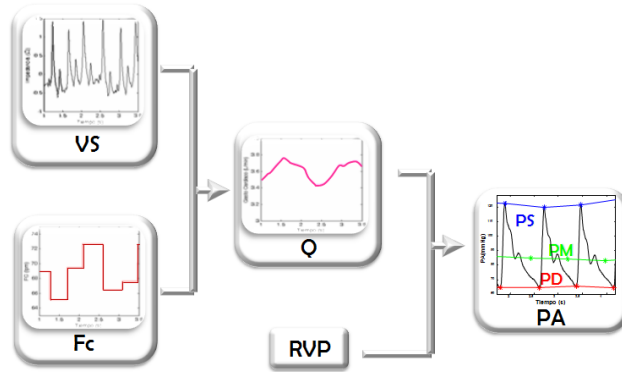


Figura 1.5.- Variables que determinan la presión arterial

El análisis espectral del sistograma arroja espectros similares al de la variabilidad de la FC, es decir, formados por dos componentes, uno de baja y otro de alta frecuencia. Sin embargo, el correlato funcional es diferente. Así, el componente de baja frecuencia de la presión sistólica (BFPS) refleja la actividad simpática vasomotora, mientras que el componente de alta frecuencia (AFPS) se debe a la influencia mecánica de la respiración sobre las arterias [26]. En la Figura 1.6 se muestra la fisiología de la variabilidad de la PA.

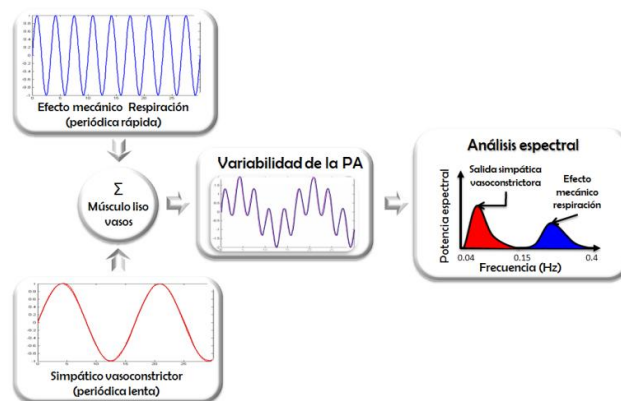


Figura 1.6 Fisiología de la variabilidad de la PA

1.3.1 Cardio impedancia Torácica

La cardio-impedancia torácica es una técnica no invasiva que mide de manera continua los cambios de la impedancia eléctrica del tórax, debidos al aumento y disminución del volumen sanguíneo aórtico durante la sístole y la diástole. Esta técnica hace posible medir, calcular y monitorear continuamente el volumen sistólico (VS), el gasto cardíaco (Q), la contractilidad cardíaca y el estado del líquido torácico total [3, 28].

Para la medición de la cardio-impedancia se utilizan dos pares de electrodos de banda o puntuales colocados en la nuca y el tórax (Figura 1.7 A). La señal de la impedancia se obtiene de la medición de la diferencia de potencial entre los electrodos internos (Figura 1.7 B).

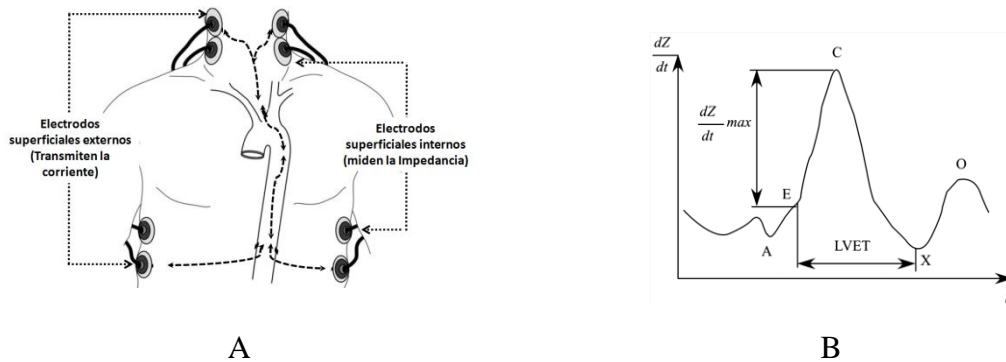


Figura 1.7 (A) Colocación de los electrodos superficiales para la medición de la cardio impedancia torácica (se representa la ubicación de la aorta como referencia) y (B) trazo del registro de cardio impedancia [43].

La impedancia es medida a través de la aplicación de una corriente de alta frecuencia (50 – 100 KHz) y baja amplitud de corriente (1 – 4 mA) en los electrodos externos [43]. A estas frecuencias el tejido no es excitable, excepto a mayores niveles de corriente (> 5 mA), de tal modo que se minimizan los riesgos de una despolarización. Los cuatro electrodos eliminan el efecto de impedancia de la interfaz electrodo – piel [33]. Para estandarizar la medición se recomienda una distancia de 22 cm [38]. Los instrumentos de medición que utiliza la cardio-impedancia para el cálculo del volumen sistólico, lo determinan latido a latido mediante la ecuación de Kubicek (Figura 1.8) o uno de sus derivados. La primera derivada del cambio de impedancia (correlacionada con el ECG) es utilizada para estimar el VS [17].

$$Vs = K \cdot p \left(\frac{L}{Z_0} \right)^2 \cdot [LVET \cdot \left(\frac{dz}{dt} \right)_{max}]$$

K	Constante que representa la variación en la composición corporal, basado en la edad, relación de contenido de grasa, circunferencia del tórax.
L	Distancia entre los electrodos.
Z_0	Impedancia basal.
P	Resistividad específica de la sangre usando hematocrito (13.5 + 4.299 Hematocrito).
$LVET$	Tiempo de eyección ventricular izquierdo efectivo.

Figura 1.8 Ecuación de Kubicek para el cómputo de la cardio impedancia

1.4 Presión Negativa en miembros inferiores

La aplicación de presión negativa en los miembros inferiores (PNMI) ha sido utilizada principalmente como una herramienta de estimulación fisiológica para la evaluación del estrés ortostático, simulación del estrés gravitacional, simulación de hipovolemia por hemorragia y como maniobra para incrementar la actividad simpática [6, 7, 42].

1.4.1 Respuesta Autonómica Cardiovascular a la aplicación de PNMI

Cuando se aplica PNMI, ocurre una distensión vascular como consecuencia del secuestro de sangre por la disminución de la presión venosa. Así, disminuye el retorno venoso y la precarga, resultando una disminución del volumen sistólico y del gasto cardiaco [7]. Este efecto ocasiona que la PA y la actividad de los baroreceptores disminuyan. El sistema nervioso autónomo detecta esta descompensación y como respuesta disminuye la actividad vagal y aumenta la actividad simpática responsable del aumento de FC y de la resistencia vascular periférica, efectos que compensan el desequilibrio en la homeostasis [6, 21, 47] (Figura 1.9). Por análisis espectral de la variabilidad de la FC, durante la aplicación gradual de PNMI ocurren incrementos en la actividad simpática y decrementos en la actividad parasimpática [25]. Murray et al. [29] encontraron que los sujetos a los que se les aplicó PNMI progresiva de -10 a -40 mmHg experimentaban síntomas de disminución de la PA (e inclusive síncope).

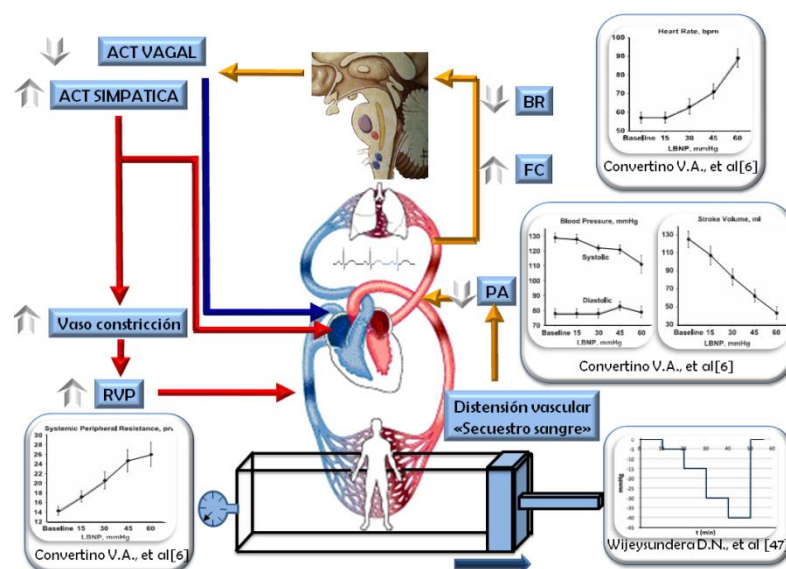


Figura 1.9 Respuesta autonómico – cardiovascular a un estímulo de presión negativa.

Para cada nivel de presión negativa que se ha empleado se describe la principal respuesta, según lo referido por Goswami et al. [15]

- Mayor de -20mmHg
 - Llenado sanguíneo diferencial en compartimientos centrales y periféricos.

- -40 mmHg (durante 5 min)
 - Desplazamiento de los líquidos (alrededor de medio litro) del compartimiento central a los vasculares periféricos.
 - El volumen de las extremidades se incrementa ostensiblemente.
 - Incremento en la resistencia vascular periférica.

- -40 mmHg (durante 10 min)
 - Reducción del flujo sanguíneo cerebral.

- -50 mmHg (durante 5 min)
 - Se evidencian diferencias en la respuesta según el género: las mujeres muestran menor tolerancia al síncope.
 - Caída de 32% en el flujo sanguíneo esplácnico.

- -60 mmHg
 - La presión venosa central (CVP) cae aprox. 7 mmHg.
 - La actividad simpática del músculo del antebrazo se duplica.
 - Se produce una mayor disminución en el flujo sanguíneo esplácnico.
 - Disminuye la función renal: flujo del plasma renal y la producción de orina.

- -80 a -90 mmHg (durante 5 min)
 - Rápida disminución del volumen sanguíneo central.
 - Expansión del volumen de plasma (aprox. 700 ml en 5 min) por la transferencia de líquidos de músculos y piel a la circulación central.

La PNMI junto con la inclinación del cuerpo y la prueba de estimulación del frío ha

servido para evaluar la capacidad vasoconstrictora simpática, fundamental en la determinación de la tolerancia ortostática en humanos [13].

1.4.2 Protocolos de PNMI

Hisdal, et al [19], Cooke, et al [7], Esch, et al [10] y Russomano, et al. [36] construyeron cámaras de presión para estudiar los efectos de la aplicación de PNMI en el sistema cardiovascular considerando a esta como estrés gravitacional simulado [19, 36], estrés ortostático [10] ó simulación de una hemorragia [7, 10]. Cada investigador diseñó su equipo para aplicar la presión, de acuerdo a las necesidades de su investigación, ya que no existe un único diseño general que cumpla con los requerimientos particulares de los casos de estudio, ni tampoco existen equipos comerciales. Algunas de estas cámaras se muestran en la Figura 1.10.

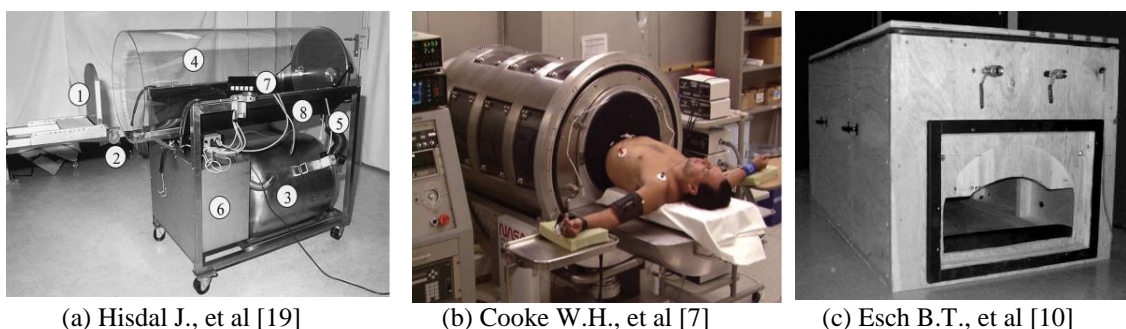


Figura 1.10.- Cámaras de presión negativa para miembros inferiores.

Los protocolos de PNMI para el estudio de las variables autonómicas y cardiovasculares, se han realizado incrementando la presión de manera escalonada, dejando rangos de valores de presión en los cuales se desconoce los efectos de la aplicación de ésta sobre el cuerpo humano. Wijeysondera et al. [47] aplicaron PNMI a partir de -5 mmHg como primer nivel después de control (0 mmHg), seguido de un incremento hasta -15 mmHg, posteriormente se elevó hasta -30 mmHg y finalmente hasta -40 mmHg, cada nivel se mantuvo durante 10 minutos, generándose así, una gráfica escalonada como se muestra en la Figura 1.11

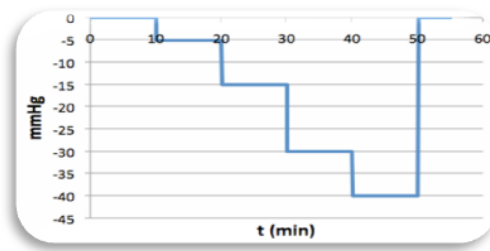


Figura 1.11.- Protocolo de presión utilizado en Wijeyesundera [47].

El protocolo utilizado por Kimmerly y Shoemaker [22] incluye un periodo de descanso de 10 min como estímulo de control (0 mmHg), seguido de 5 min de aplicación de cada presión negativa (-5, -10, -15 y -20 mmHg) de manera aleatoria, con un periodo de descanso de 5 min entre cada nivel. Después, también se aplicó una presión de -40 mmHg durante 5 min. Este último estímulo fue usado para examinar el efecto de la hipovolemia sobre la respuesta de los barorreflejos cardiopulmonares y arteriales a un estrés cardiovascular moderado. En la Figura 1.12 se muestra gráficamente este protocolo.

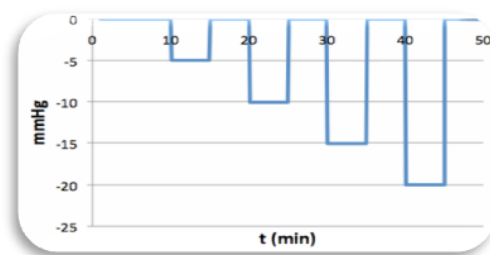


Figura 1.12.- Protocolo utilizado por Kimmerly y Shoemaker [22].

1.5 Presión Positiva en miembros inferiores

A diferencia de la PNMI, la presión positiva de los miembros inferiores (PPMI) ha sido muy poco estudiada, por lo tanto es escasa la información acerca de los efectos de la aplicación de este tipo de presión en los seres humanos. La PPMI se ha utilizado para reducir la carga en los miembros inferiores durante el ejercicio principalmente con fines de rehabilitación [35] y para simular estrés gravitacional [8].

1.5.1 Respuesta Autonómica Cardiovascular a la PPMI

La PPMI incrementa la presión en tejidos y reduce el gradiente de presión transmural a través de los vasos, lo que lleva al incremento de la presión venosa central, el

retorno venoso [25] y de la PA media [2, 9, 20, 21]. Con el sujeto en reposo y en posición supina, el incremento en la PA media durante la aplicación de PPMI es el resultado del incremento en el gasto cardiaco y la resistencia vascular periférica inducidos por el efecto mecánico directo del aumento de la presión (Figura 1.13) y por la activación del reflejo metabólico muscular [30]. Nishiyasu et al. [31] demostraron que la PA sistémica depende de la redistribución del fluido intravascular de las extremidades inferiores al tórax y de la posición del sujeto. Shi et al. [39] documentaron que la PA media se incrementó de 3 a 6 mmHg cuando se le aplicó PPMI de 20 a 30 mmHg, y de 4 a 15 mmHg al aplicar de 40 a 50 mmHg. La perfusión capilar de la cabeza y oxigenación cerebral no cambian al aplicar PPMI [8].

En la actualidad, la información existente acerca de la respuesta autonómica a PPMI es escasa. Uno de los estudios al respecto realizado con análisis espectral reporta que ante un incremento gradual de PPMI, se observa un decremento en la actividad simpática y un incremento en la actividad parasimpática [37].

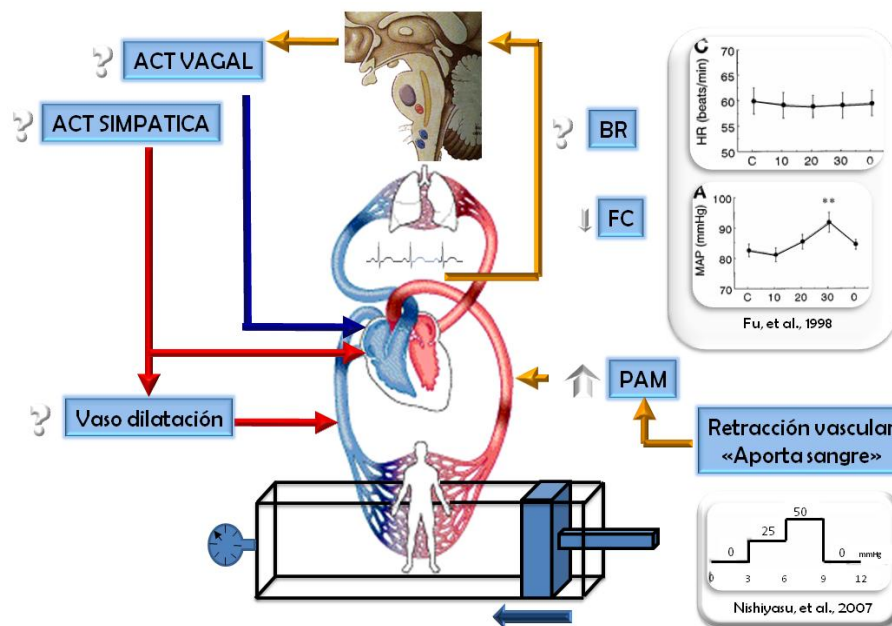
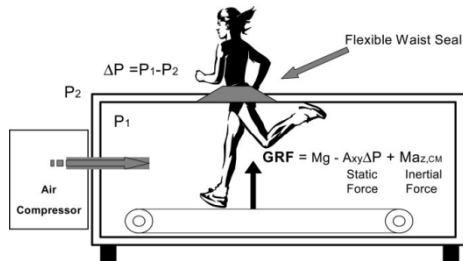


Figura 1.13 Respuesta autonómica – cardiovascular a un estímulo de presión positiva.

1.5.2 Protocolos de PPMI

Cutuk et al. [8] y Ruckstuhl et al. [35] construyeron una cámara de presión positiva para evaluar la respuesta cardiovascular a un estímulo de PPMI y para examinar los efectos

cardiovasculares del aligeramiento de carga con PPMI durante el ejercicio en la banda sin fin. En la Figura 1.14 se muestra el diagrama esquemático de las cámaras de presión utilizadas por Cutuk A. et al [8] y por Ruckstuhl H., et al [35].



Cutuk A., et al [8]



Ruckstuhl H., et al [35]

Figura 1.14.- Cámaras desarrolladas para la aplicación de presión positiva para miembros inferiores.

Los protocolos de la PPMI al igual que la PNMI son por etapas, por lo tanto además de que no existen muchos estudios para este caso particular, quedan rangos de información entre los puntos de presión en los cuales se desconocen los efectos autonómicos y cardiovasculares de estos estímulos.

Nishiyasu et al. [30], sugirieron que la resistencia vascular periférica en los miembros inferiores a la aplicación de PPMI, cambia con la postura del sujeto. Propusieron estudiar este comportamiento utilizando dos niveles diferentes de presión, iniciando con 0 mmHg como base de control, seguido de una de 25 mmHg y otra de 50 mmHg. Todas ellas con una duración de tres minutos. El protocolo se muestra en la Figura 1.15.

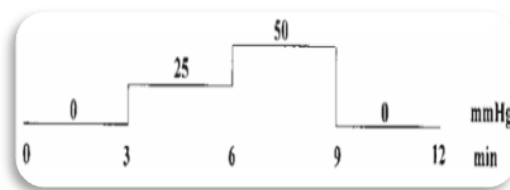


Figura 1.15.- Protocolo de presión positiva utilizado por Nishiyasu [30].

Fua et al. [14], aplicaron estímulos de PPMI a 10 sujetos y compararon las diferencias en la respuesta autonómica con una mesa con diferentes grados de inclinación. La presión en miembros inferiores inició con un escalón de 10 mmHg, seguido de 20 y 30 mmHg. Cada nivel tenía una duración de 6 minutos. El protocolo se muestra en la Figura 1.16.

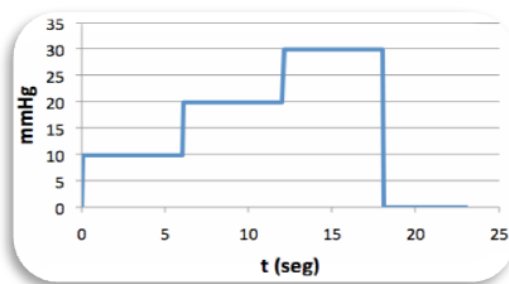


Figura 1.16.- Protocolo de presión positiva utilizado por Fua [14].

1.6 Comparación de los efectos de PNMI y PPMI

La comparación de los efectos fisiológicos producidos por la aplicación de PPMI y PNMI ha sido poco estudiada, particularmente es escasa la información acerca de las diferencias en la respuesta de la actividad autonómica.

Koehle et al. [23], estudiaron los efectos de PPMI y la PNMI sobre la disminución de la ventilación hipóxica, mediante un protocolo por etapas de orden aleatorio (-37.5, 0 y 37.5 mmHg). Encontraron que la respuesta ventilatoria hipóxica aumenta con la PNMI y que la PPMI no ocasiona ningún cambio significativo sobre ésta.

Stolz et al. [40], aplicaron PPMI a 30mmHg y PNMI a -30 mmHg junto con una mesa que cambia sus grados de inclinación para medir la velocidad de flujo sanguíneo tanto venoso como arterial. Encontraron que el flujo sanguíneo cerebral aumenta con PPMI y disminuye con la PNMI.

Takahashi et al. [41], analizaron los cambios en parámetros del ventrículo izquierdo durante la aplicación de PPMI y PNMI a través de un protocolo de 5 escalones (+20, +10, 0, -20 y -40 mmHg contra presión atmosférica). Descubrieron que ambas presiones (positivas y negativas) alteran el llenado ventricular y que éste varía con cardiomiopatías.

Journey et al. [20], propusieron un estudio para determinar el efecto de aplicación de PPMI y PNMI (+45, -20 y 0 mmHg) en posición erguida sobre la respuesta térmica después de realizar ejercicio con un ergómetro. La PPMI con relación a la PNMI disminuye la temperatura central por un aumento en la sudoración.

CAPÍTULO II

JUSTIFICACIÓN

2.1 Justificación

Durante varias décadas se han realizado diversos estudios que utilizan como estímulo la aplicación de presión en los miembros inferiores, tanto de PPMI, PNMI y la comparación de ambas. Sin embargo, la cantidad de investigaciones realizadas en cada una de estas aplicaciones varía considerablemente. Para el caso de la PNMI, la cantidad de artículos publicados en los últimos 5 años de acuerdo a la literatura biomédica en línea (PubMed), son aproximadamente 223, seguido de la PPMI con 14 artículos y por último la combinación de ambas son sólo 4 referencias. Asimismo, no existen publicaciones de investigadores nacionales. Situación que deja entrever que estos importantes métodos de investigación cardiovascular no son empleados en nuestro medio. Además de las escasas publicaciones que emplean PPMI o la comparación entre PNMI y PPMI, no se encontraron muchos artículos recientes cuya finalidad sea investigar la respuesta autonómico-cardiovascular ni que utilicen más de un nivel de presión en la comparación de éstas. Tampoco existen trabajos que hayan empleado protocolos lineales y continuos y que evalúen la respuesta autonómico cardiovascular: en todos los artículos encontrados se aplica la presión por etapas, es decir de manera puntual, obteniendo una respuesta puntual (Figura 2.1), lo cual nos hace cuestionarnos qué respuesta se obtendría si se aplican de manera continua las presiones.

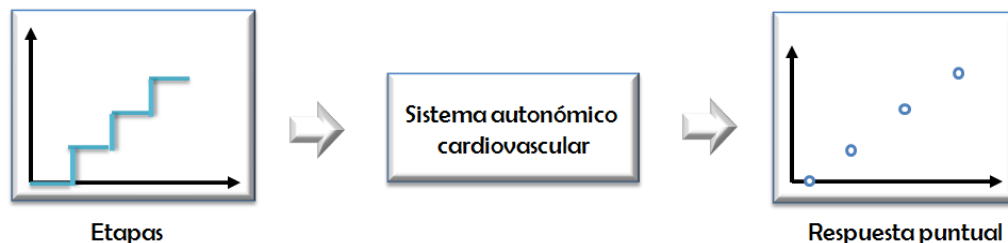


Figura 2.1 Enfoque usual para el estudio de fisiología

De los artículos encontrados que estudian la variabilidad de la frecuencia cardiaca a la aplicación de PPMI ó PNMI, la mayoría se enfoca a los aspectos clínicos. Los que se orientan al estudio de aspectos fisiológicos utilizan instrumentos y técnicas invasivas, como se realiza en el estudio de Fua Q. et al [14], quienes utilizan la técnica de microneurografía para el registro de la actividad simpática muscular.

No existen protocolos de referencia (“Gold Standard”) que indiquen el modo, la duración o la intensidad del estímulo de presión que se deba aplicar a los miembros

inferiores. Tampoco existen cámaras de presión disponibles en el mercado internacional, por lo que cada investigador plantea su protocolo, y diseña y construye el equipo. La mayoría de los protocolos reportados tienen una larga duración (60 minutos en promedio), situación que hace tedioso y cansado el experimento para los sujetos que participan.

En este trabajo, se propone la aplicación de PPMI y PNMI en una sola fase de 8 min, utilizando una misma cámara construida ad hoc y un dispositivo que permita la aplicación de ambas presiones con versatilidad de protocolos continuos. Dos de las ventajas del instrumento es que permitiría acortar la duración de los registros y sería factible para obtener respuestas autonómicas - cardiovasculares continuas (Figura 2.2).

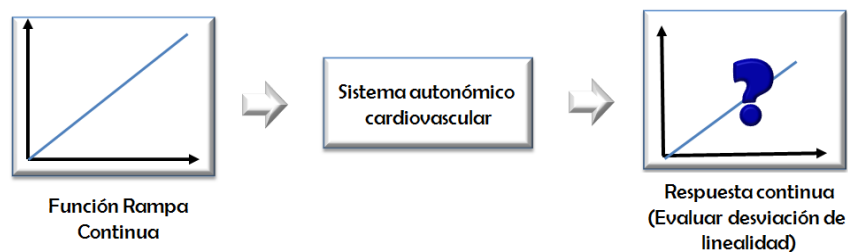


Figura 2.2.- Enfoque propuesto para el estudio de fisiología.

2.2 Objetivos

2.2.1 General

Construir un sistema que permita la aplicación de presión positiva y negativa en los miembros inferiores en forma continua, lineal, creciente o decreciente como un método de estimulación para provocar la respuesta del sistema autonómico – cardiovascular. El propósito del sistema se representa gráficamente en la Figura 2.3.

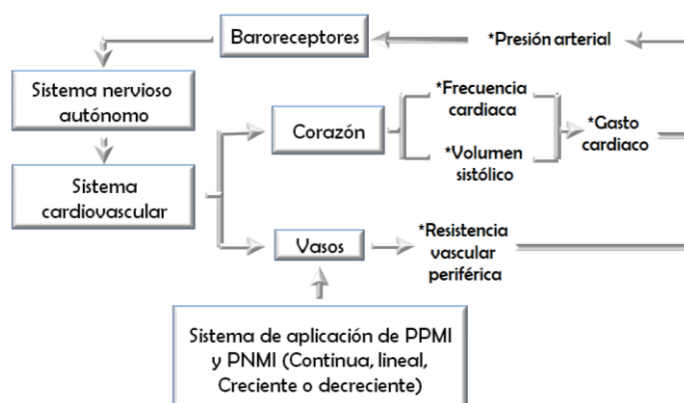


Figura 2.3.- Objetivo general (*variables medidas o estimadas).

2.2.2 Específicos

Construir una cámara para la aplicación de presión tanto positiva como negativa sobre los miembros inferiores.

Elaborar un sistema de producción y control de flujo de aire para la generación de patrones continuos de presión positiva y negativa en la cámara.

Comparar la respuesta autonómica – cardiovascular a la aplicación de PPMI y PNMI en forma de un patrón continuo que incluya ambas presiones. La respuesta autonómica cardiovascular será evaluada como una función continua de la presión de miembros inferiores (Figura 2.4).

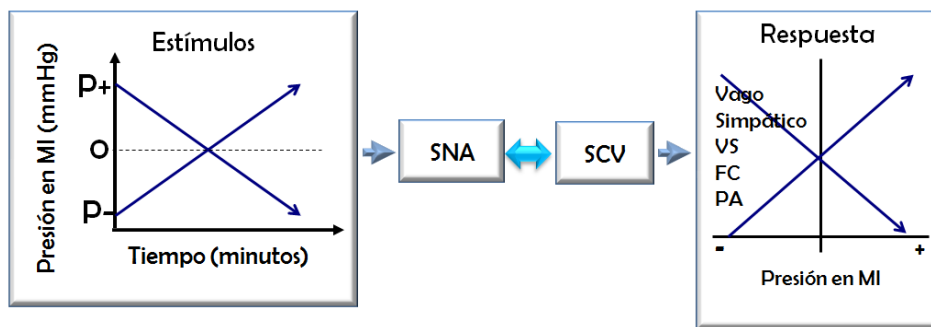


Figura 2.4 Comparación de la respuesta autonómica ante la aplicación de PPMI y PNMI.

2.3 Hipótesis

Es posible desarrollar un sistema que aplique PPMI y PNMI de forma lineal y continua, que permita obtener respuestas continuas autonómicas cardiovasculares.

El sistema al tener la capacidad de generar una amplia variedad de protocolos continuos, complementará el paradigma de investigación del campo de estudio que aplica sólo protocolo por etapas.

CAPÍTULO III

METODOLOGÍA

3.1 Desarrollo de instrumentación para estimulación de PPMI y PNMI

Se diseñó y construyó un dispositivo de estimulación por presión aplicada sobre los miembros inferiores. Dicho sistema consta de una cámara para los miembros inferiores, un sello cámara-sujeto, un mecanismo para la producción de la presión y un control electrónico para la generación de los patrones de presión deseados. A continuación, se describirán brevemente las características deseables para cada componente así como el proceso de desarrollo.

3.1.1 Cámara de presión

Cada equipo de trabajo que se dedica a realizar investigación de PPMI ó PNMI, han tenido que realizar su propio diseño de cámara para miembros inferiores puesto que no existe en la actualidad algún modelo estándar o uno comercial. Así que, se buscó que la cámara fuera construida con un material transparente, pero capaz de resistir presiones positivas y negativas de varias decenas de milímetros de mercurio. Fue necesario que este contenedor no presentara fugas, de manera que fuera posible mantener con precisión la presión en su interior. Debía contar con una apertura para la entrada-salida de aire, una toma para la medición de la presión y una entrada para los miembros inferiores de los sujetos. Pero esto podía ocasionar pérdidas importantes de presión. En la Figura 3.1 se muestra el diseño de la cámara de presión.

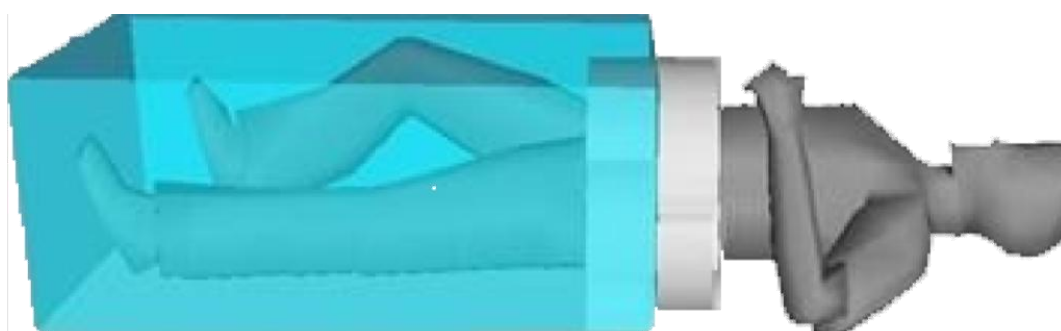


Figura 3.1 Cámara de presión propuesta.

Con el fin de acelerar el proceso de generación de presión positiva y negativa, se propuso minimizar el volumen de la cámara pero manteniendo las dimensiones adecuadas para acomodar los miembros inferiores de los seres humanos de complejión física robusta.

Para determinar las dimensiones apropiadas para la cámara, se efectuaron mediciones antropométricas en una muestra representativa de 20 voluntarios jóvenes de 22 ± 1.5 años, 10 hombres y 10 mujeres. Las medidas consideradas fueron el perímetro de la cadera (diámetro más amplio de la parte inferior del cuerpo humano), así como la longitud de los miembros inferiores a partir de las crestas ilíacas.

3.1.2 Sello cámara – sujeto

Otro factor importante para la regulación de la presión de la cámara es el sello entre la cámara y el sujeto. En la actualidad, sigue siendo un reto importante para los diseñadores debido a la forma individual de cada cámara y el contorno irregular del cuerpo humano. En el caso del presente proyecto, el principal requerimiento del sello era que permitiera generar ambos tipos de presión (positiva y negativa) en una misma cámara, además de garantizar la hermeticidad en el acoplamiento cámara-sujeto. Fue diseñado a mano con una tela plastificada e impermeable utilizada en tapicería, tiene la capacidad de estirarse para moldearse a la anatomía de cada sujeto y resistir la presión aplicada. De tal forma que al aplicar presión positiva se infla por dentro y sella con el interior de la cámara y con la presión negativa, se ajusta al cuerpo del sujeto disminuyendo considerablemente las fugas. En la Figura 3.2 se muestra la propuesta del diseño.

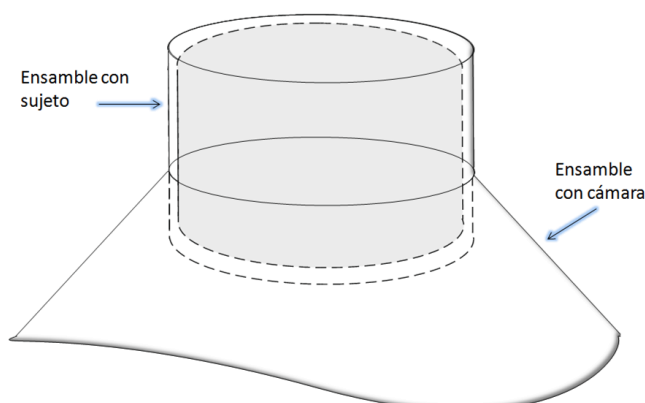


Figura 3.2 Sello cámara – sujeto propuesto

3.1.3 Dispositivo generador de presión

3.1.3.1 Motor

Se consideró la ley de Boyle – Mariotte, que indica que el volumen es inversamente proporcional a la presión, por lo que los cambios de presión dentro de la cámara se

consiguieron mediante el cambio del volumen de aire contenido en ella, es decir, del flujo de entrada o salida de aire.

Para permitir la aplicación de PPMI y PNMI, se propuso emplear un motor para generar los flujos de entrada y salida de aire en la cámara, además, el motor debía trabajar a una potencia que lograra generar altas presiones (aprox. 100mmHg) al interior de la cámara. Se planteó utilizar un motor denominado “by pass tangencial” ó “aspirador tangencial”. Este tiene dos circuitos de aire: uno que refrigera al motor eléctrico mediante unas aspas, y otro que es el aire de aspiración que se evacua lateralmente mediante una salida periférica. Este fue el que se utilizó para el diseño planteado. La dirección del flujo neto en la cámara se controló mediante un arreglo de tuberías y válvulas construido ex profeso. En la Figura 3.3 se muestra el diagrama del motor.

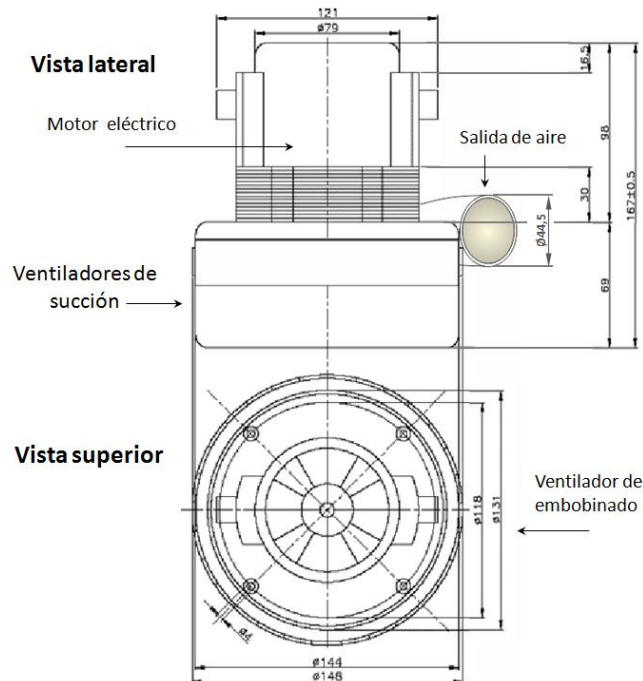


Figura 3.3 Diagrama de motor utilizado.

3.1.3.2 Control de la presión de la cámara

Cualquier protocolo que se desee generar requiere que la potencia del motor sea controlada con precisión, exactitud y rapidez. Así mismo, es necesario que el control de la velocidad del motor reciba como señal de retroalimentación información sobre la presión del interior de la cámara, de tal forma que al variar la velocidad, el flujo de aire se ajuste a las variaciones de presión y minimice sus diferencias con relación al patrón propuesto.

Se analizaron las características eléctricas y electrónicas de los elementos a controlar para determinar los dispositivos electrónicos a utilizar en el diseño de los circuitos del sistema de control. Para esto, se diseñó un circuito relevador electrónico digital, un circuito detector de cruce por cero y un circuito desfasador de señal. Estos circuitos trabajan en conjunto con una tarjeta de adquisición de datos, el motor y sensor de presión diferencial con su amplificador y despliegue para realizar el control de presión.

Para la elaboración del panel de control, se utilizó el software LabView y una tarjeta de National Instruments para manipular los circuitos externos.

Los elementos del sistema de control se muestran en el diagrama a bloques y en el diagrama de instrumentación de la Figura 3.4. El control o regulador que aparece en la figura se refiere a todos los circuitos electrónicos diseñados, la tarjeta de adquisición de datos y el panel virtual de control que se manipula desde la computadora.

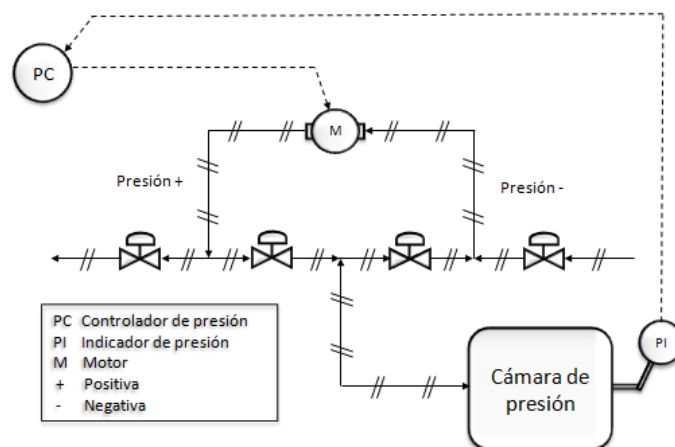
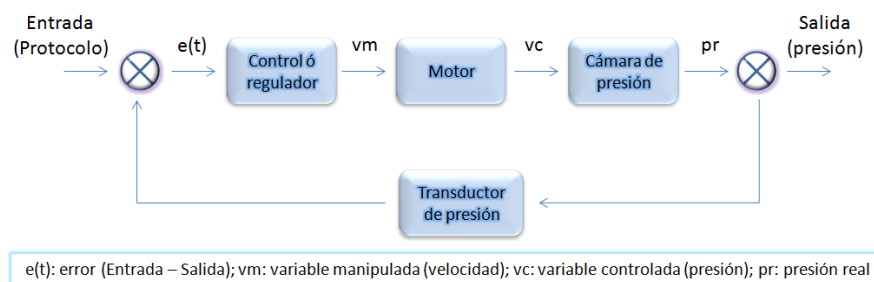


Figura 3.4 Diagrama a bloques y diagrama de instrumentación del sistema de control propuesto para la aplicación de los protocolos de PPMI y PNMI.

3.1.3.2.1 Panel de control

El panel de control fue diseñado mediante el programa de LabView 8.6 de National Instruments. Este programa permitió diseñar un control del sistema de la cámara de presión mediante programación gráfica. Cada parte del panel de control se diseñó como un diagrama de flujo. Una vez que se cuenta con una tarjeta de adquisición de datos tiene la facilidad de establecer comunicación con circuitos externos, mediante el establecimiento por software de entradas y salidas tanto digitales como analógicas.

El panel de control (panel frontal) es un instrumento virtual que permite controlar la presión dentro de la cámara y visualizar la presión real y la presión deseada mediante gráficas, así como la señal de error (diferencia entre la presión actual y la del patrón) que se va generando cada instante durante el protocolo. Se diseñaron dos paneles principales de control, uno denominado “modo manual” y otro “modo automático”. En el “modo manual”, se puede manipular el punto de consigna y la velocidad del motor a gusto del operador, que a su vez, modifica la presión dentro de la cámara. En el “modo automático” el operador selecciona el protocolo a utilizar (programado previamente) mediante una pestaña desplegable y, el sistema comenzará a seguir el “set point” dinámico automáticamente. Si el protocolo que se requiere no ha sido programado con anterioridad, es necesario situarse en el diagrama de bloques, que es donde se encuentra el código gráfico, ahí se localiza una sección que permite programar el nuevo protocolo.

3.1.3.2.2 Circuitos electrónicos

Para el diseño de los circuitos electrónicos requeridos por el sistema de control de velocidad del motor se empleó el software EAGLE 5.6.0. Previamente al diseño de los circuitos se realizaron simulaciones para evaluar el funcionamiento de cada uno. Una vez confirmado que el circuito diseñado se comportaba de la manera deseada, se efectuó la conversión al formato PCB, es decir, a construir la plantilla de un circuito impreso.

El primer circuito en diseñar fue el circuito relevador electrónico digital (Figura 3.5) éste circuito simplemente consiste en separar la parte de control con la parte de potencia, es decir, encender y apagar el motor utilizando un voltaje de 5v. Este circuito está aislado ópticamente mediante un optoacoplador, permitiendo utilizar la corriente alterna

(CA) con la que trabaja el motor. Por sí sólo, el circuito no permite obtener diferentes protocolos dado que sólo daría un máximo y un mínimo de presión.

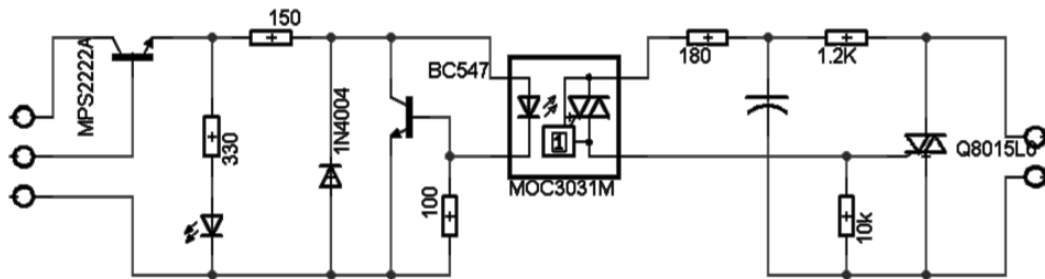


Figura 3.5 Circuito relevador electrónico digital.

Para variar la velocidad del motor, se utilizó una técnica que consiste en modificar la corriente de alimentación recortando los semiciclos de la onda senoidal en diferentes ángulos [34], pero se requiere conocer cuando inicia y cuando termina cada semiciclo. Así que, se pensó en un circuito denominado detector de fase o detector de cruce por cero (Figura 3.6). Cuando se recorta la onda senoidal al inicio del semiciclo (ya sea positivo o negativo) el motor trabajará casi con su corriente máxima de trabajo, sin embargo, si se recorta al final, trabajará con la mínima. El voltaje de CA se conectó a la entrada de éste circuito mediante un transformador 5:1, para reducir el voltaje, puesto que se necesitaba más la frecuencia que la amplitud para detectar los cambios de los semiciclos.

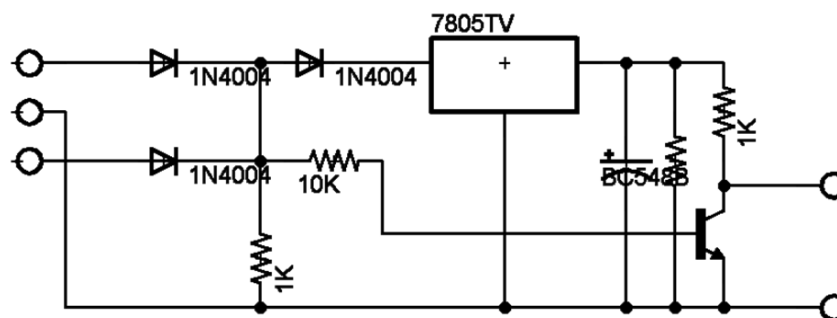


Figura 3.6 Circuito detector de fase.

La señal de salida del detector de fase se conectó a la tarjeta de National Instruments, esta señal se procesaba dentro del programa realizado y se sacaba una señal digital (5v) ya desfasada para enviarla a la entrada del circuito relevador electrónico digital. Pero debido a las limitaciones de la velocidad de procesamiento de la computadora y de la tarjeta no se pudo realizar de esta manera, por lo que se diseñó otro circuito que

realizara este procesamiento sin que afectara la velocidad de procesamiento. El circuito se diseñó utilizando un micro controlador (PIC 16F84), este circuito recibe la señal de inicio de cada semiciclo del detector de fase y la señal binaria proveniente de la tarjeta que le indica el retraso que le dará a la señal de salida. En la Figura 3.7 se muestra este circuito.

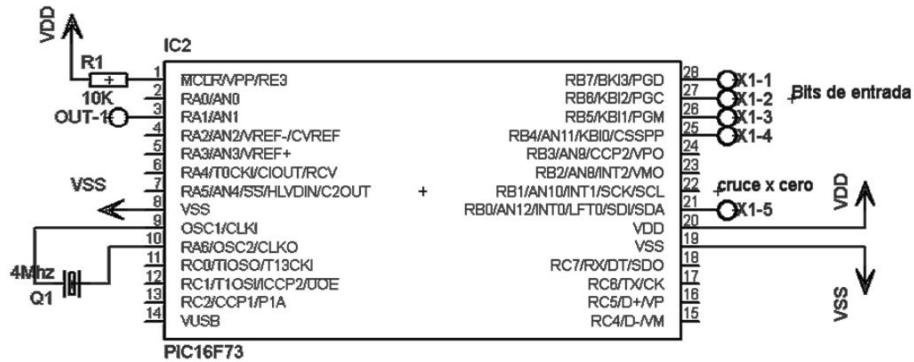


Figura 3.7 Circuito desfasador del señal.

3.1.3.2.3. Tarjeta de adquisición de datos

Para recibir y enviar las señales de y hacia los circuitos electrónicos se utilizó la tarjeta de National Instruments denominada NI USB 6008. La tarjeta cuenta con 8 entradas analógicas de 12 bits a 10 KS/s, 2 salidas analógicas de 12 bits a 150 KS/s, 12 E/S digitales y un contador de 32 bits a 5MHz. En la Figura 3.8 se muestra la tarjeta utilizada.



Figura 3.8 Tarjeta de adquisición de datos.

3.1.3.2.4. Canal de medición de la presión

El canal de medición de la presión está formado por un transductor de presión diferencial MP45-32-871 y un amplificador “carrier demodulator” CD19A marca Validyne. En la Figura 3.9 se muestra el transductor de presión diferencial y su

amplificador. El Transductor tiene una exactitud de $\pm 0.5\%$ en toda la escala y una salida de 25 mV/V de escala completa, nominal.

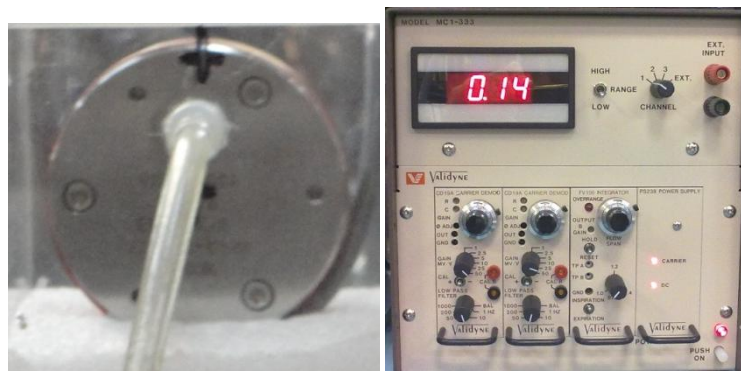


Figura 3.9 Transductor de presión diferencial y amplificador Validyne.

3.2 Evaluación de la instrumentación

A lo largo de todo el proceso de diseño y construcción de la instrumentación se fueron realizando pruebas de funcionamiento sobre cada elemento, cuyos resultados sirvieron para corregir errores y guiar el rediseño. Las pruebas y controles aplicados a cada elemento del sistema de estimulación corresponden a su función específica.

El primer circuito en probar fue el cruce por cero. Teóricamente en la entrada se manda una señal de CA y en la salida se obtiene un pulso de 5 v cada vez que el voltaje de la onda senoidal es 0 VCA, en otras palabras, cuando es el cambio del semiciclo positivo al semiciclo negativo y viceversa.

Posteriormente se probó que la tarjeta de National Instruments sacara los pulsos que se necesitaban para enviar al circuito del microcontrolador, de manera inicial se trabajó con 3 bits, es decir, 3 salidas digitales, teniendo 8 combinaciones diferentes para realizar el control de las velocidades. Posteriormente se agregaron 3 salidas más para tener mejor resolución y mayor control en las velocidades.

Para el circuito de desfase se realizó un programa que permitiera que al recibir una señal de entrada (cada una de las combinaciones disponibles) en el microcontrolador, aplicara diferentes retardos a la señal de salida dependiendo del número binario aplicado, y esta señal es la entrada del circuito relevador electrónico digital.

La salida del sensor de presión diferencial se conectó a la tarjeta de National Instruments para ser caracterizado. La entrada se conectó a un instrumento de calibración de presión sanguínea “Veri – Cal” (Utah Medical Products Inc.), calibrador que se utilizó para corroborar que el valor de presión que se indicaba en el programa de LabView era el adecuado, puesto que se tuvo que sacar la relación de voltaje de entrada con la presión indicada.

Una vez que se probó de manera individual cada uno de los circuitos y las entradas y salidas de la tarjeta de adquisición, se procedió a conectarlos para realizar una prueba completa del sistema. Se programó una Función Escalón de presión positiva y otra de presión negativa para verificar la respuesta del sistema ante estos estímulos. Posteriormente se hicieron correcciones de calibración para probar otras funciones como una rampa, una función escalonada (por etapas), una función senoidal y una aleatoria, así como algunos de los protocolos más relevantes publicados por diferentes investigadores. Todas las funciones y protocolos fueron de manera continua con presión positiva, presión negativa o ambas.

3.3. Etapa experimental

3.3.1. Evaluación de protocolos

Se realizó un estudio piloto para verificar la posibilidad de realizar los protocolos de presión en la cámara desarrollada, tanto el propuesto en este trabajo como algunos de los reportados y publicados por diferentes autores. Con base en los resultados del estudio se realizaron algunos ajustes al sistema de control. Se determinó el rango óptimo de presión y tiempo de estimulación. Los estímulos de presión (positiva y negativa) se aplicaron en dos maneras diferentes: 1) lineal y continuo y 2) por etapas o escalones. En la Figura 3.10 y 3.11 se muestran los protocolos empleados para verificar el desempeño del instrumento y cuantificar el error con relación al protocolo generado realmente. Además, esto permite explorar cómo se ajustaba el sistema autonómico cardiovascular a estos estímulos y para determinar si los valores de presión máxima/mínima y tiempo de estimulación propuestos en el diagrama eran factibles, seguros y producían una respuesta fisiológica significativa.

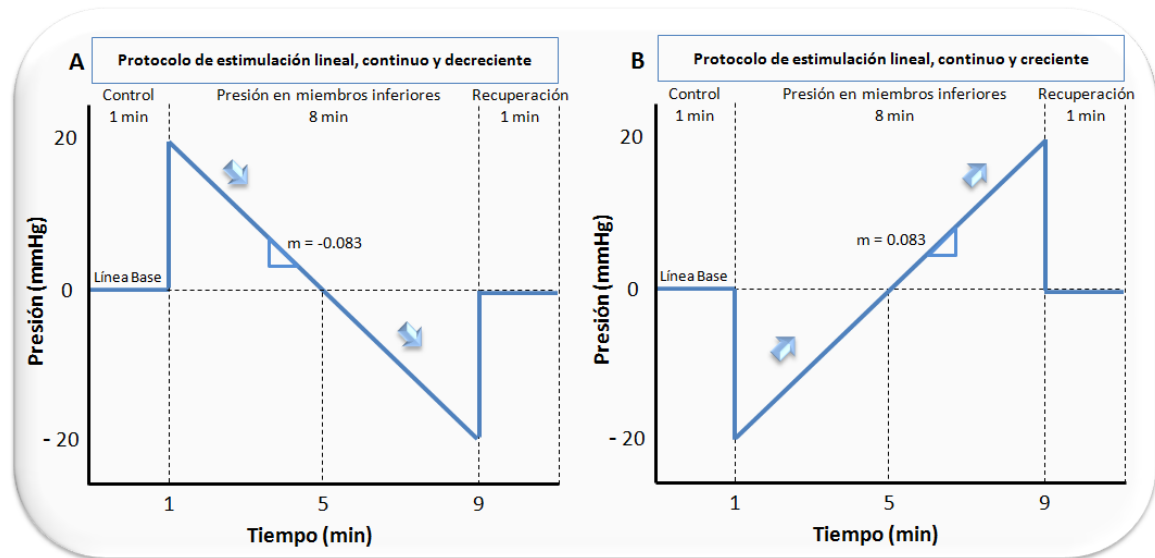


Figura 3.10 Protocolo experimental lineal con inicio decreciente (A) y con inicio creciente (B).

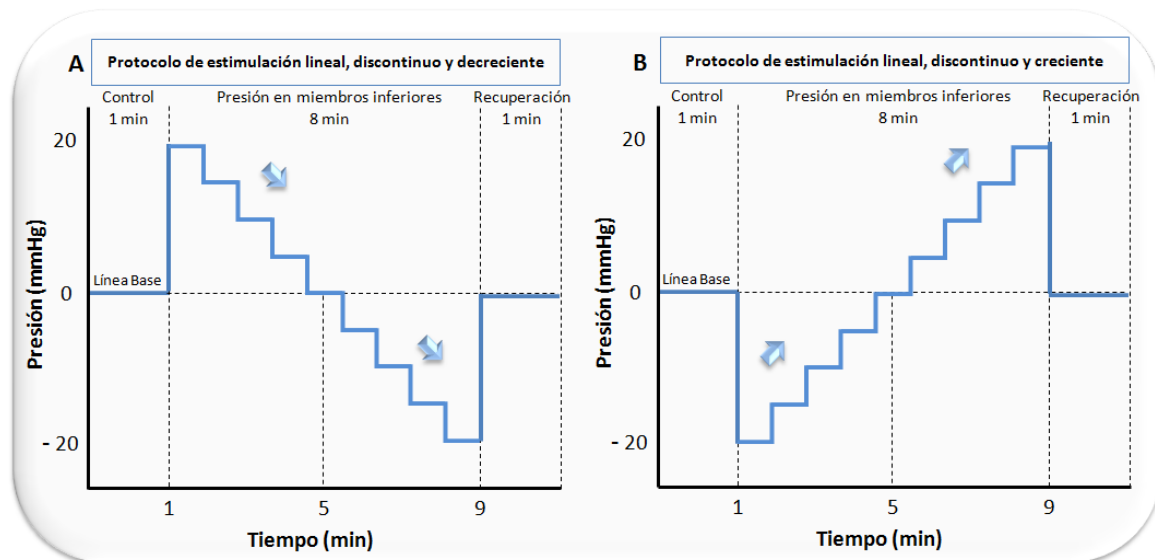


Figura 3.11 Protocolo experimental (por etapas) con inicio “ascendente” (A) y con inicio “descendente” (B).

Los protocolos tienen una duración aproximada de 10 minutos, la cual variaba dependiendo del tiempo que cada sujeto tardaba en estabilizar sus signos vitales una vez que se había colocado dentro de la cámara y se habían colocado los electrodos y sensores para la adquisición de datos del experimento. La presión se aplicó de manera lineal y continua o por etapas hasta 20 mmHg para la presión positiva y -20 mmHg para la presión negativa, teniendo un rango de 40 mmHg para estudiar el comportamiento de cada sujeto.

3.3.2 Sujetos

Se estudiaron 5 sujetos jóvenes, sedentarios, sin adicciones, con capacidad vital, composición corporal, presión arterial y ECG de reposo dentro de los límites normales. Los criterios de exclusión fueron por extrasístole, por presíncope y en el caso de las mujeres por menstruación o embarazo. Del total de los participantes, sólo una mujer y un hombre fueron los que completaron el experimento, los demás se eliminaron por síntomas de pre síncope o presentaban extrasístoles durante el estudio. Puesto que el objetivo principal es probar el desempeño del sistema y no la respuesta autonómica – cardiovascular, no fue necesario realizar las pruebas a una cantidad mayor de sujetos. Los dos sujetos que completaron la prueba tienen 21 y 22 años de edad; 163 y 169 cm de altura; 58 y 65 kg de peso; 63 y 58 lpm de FC_{basal} ; 106 y 115 mmHg de PS_{basal} ; 63.7 y 63.9 mmHg de PD_{basal} .

3.3.3. Protocolos experimentales

A cada uno de los sujetos participantes se les aplicaron tres protocolos de presión de miembros inferiores en forma aleatoria, con 30 minutos de reposo entre protocolos: a) de -20 a 20 mmHg incrementado linealmente, b) de 20 a -20 mmHg linealmente decrementado y c) por etapas, todos con una duración de 8 minutos.

3.3.4 Registro y adquisición de señales

Durante el protocolo se monitorearon constantemente ECG, presión arterial, volumen sistólico y los movimientos respiratorios. Las señales fueron adquiridas a una frecuencia de 500Hz y desplegadas mediante el sistema MP150 de Biopac.

El registro del electrocardiograma (ECG) se realizó mediante la derivación torácica CM5, la cual se caracteriza por mostrar ondas R pronunciadas y por el bioamplificador ECG100C de Biopac (Figura 3.12 A).

Para medir los movimientos respiratorios se utilizó un Neumógrafo de estiramiento TSD201 (Figura 3.12 B) y el amplificador RSP100C.

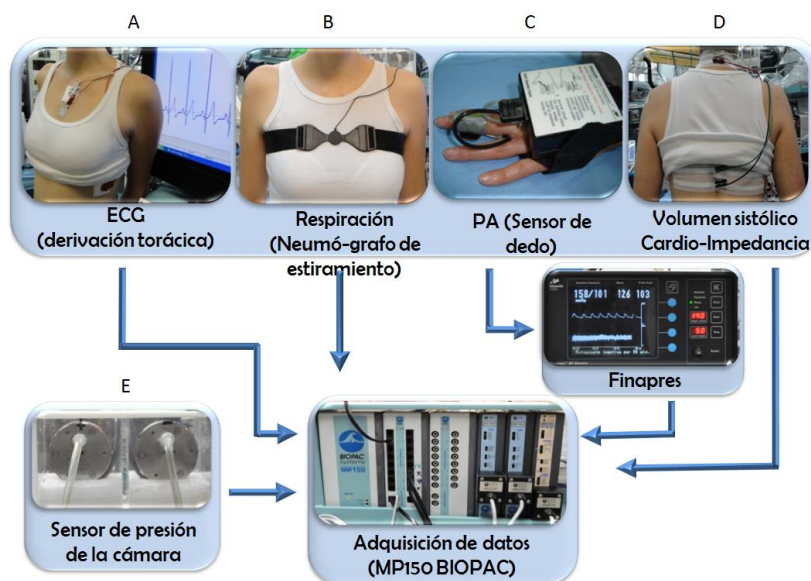


Figura 3.12 Registro y adquisición de señales.

La presión arterial se cuantificó de manera no invasiva utilizando mediante fotopleto-mografía digital mediante el Finapres (Ohmeda 2300). Este dispositivo obtuvo el registro latido a latido de los cambios de la presión que ocurrieron durante el protocolo (Figura 3.12 C). La señal del Finapres fue enviada al MP150.

El volumen sistólico se midió de manera no invasiva por el método de cardio – impedancia torácica mediante el módulo NICO100C (Noninvasive Cardiac Output) de Biopac y con el empleo de la ecuación de Kubicek se computo en un formato latido a latido el volumen sistólico [38] (Figura 3.12 D). El módulo NICO100C proporciona simultáneamente la magnitud de la impedancia torácica (Z) cuyo nivel medio constituye la impedancia basal o Z_0 y su derivada (DZ).

La presión dentro de la cámara fue detectada utilizando un transductor de presión diferencial MP45 en conjunto con su amplificador CD19A de Validyne (Figura 3.12 E). La salida del amplificador se conectó a la tarjeta de adquisición de datos NI USB 6008 como señal de retroalimentación al programa diseñado.

3.3.5. Procesamiento de datos

Las señales adquiridas se procesaron con Matlab fuera de línea. El procesamiento consistió en la detección de eventos relevantes (onda R, presión sistólica, presión

diastólica, ondas C, B y X de la derivada de la impedancia torácica) para la formación de series de tiempo. Dichas series fueron interpoladas y remuestreadas a una frecuencia de 4 Hz mediante splines cúbicos. Posteriormente, se les aplicó el método “smoothness priors” [44] para removerles la tendencia. El análisis espectral de la variabilidad cardiovascular, frecuencia cardíaca y presión arterial se hizo empleando la distribución tiempo-frecuencia pseudo Wigner-Villé suavizada [26]. Mediante la integración en las bandas de frecuencia estándares [1, 45] de las distribuciones obtenidas se computaron los componentes de alta frecuencia de los intervalos RR (AF_{RR}) y los componentes de baja frecuencia de los intervalos RR (BF_{RR}) y de la presión sistólica así como la relación entre los componentes de alta y baja frecuencia de los intervalos RR (AF/BF_{RR}). En la Figura 3.13 se muestra un ejemplo de este procesamiento.

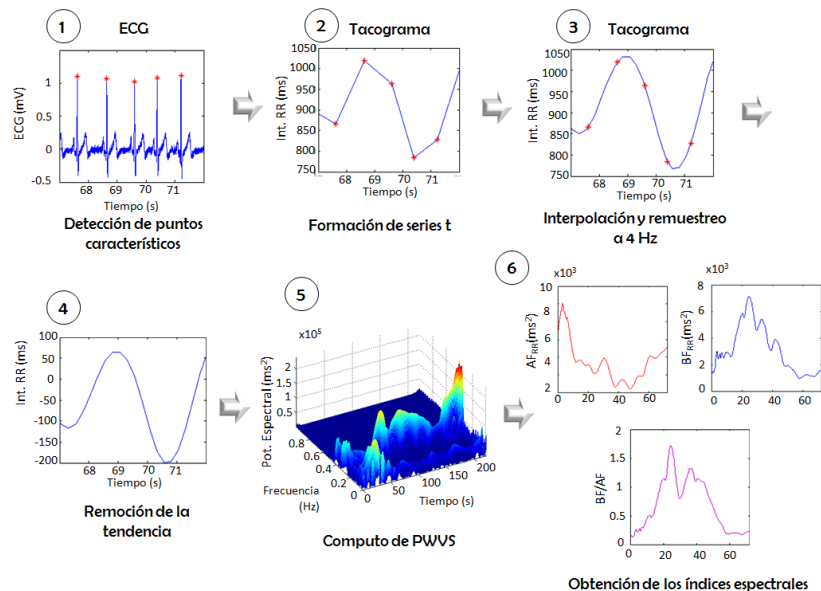


Figura 3.13 Pasos para la obtención de los índices espectrales.

Se formaron relaciones continuas, tomando como variable independiente el rango de presión negativa y positiva como variable dependiente cada una de las señales cardiovasculares y autonómicas obtenidas (intervalos RR, presión arterial, volumen sistólico e indicadores espectrales).

3.3.6. Análisis estadístico

Los datos fueron expresados como media \pm desviación estándar. A las señales de la presión en la cámara y las fisiológicas se les aplicaron técnicas de correlación lineal (r).

CAPÍTULO IV

RESULTADOS

4.1. Instrumentación desarrollada

4.1.1. Cámara de Presión

Para la aplicación de los protocolos de estimulación de presión positiva y negativa en los miembros inferiores, se diseñó una cámara de acrílico en la cual los sujetos de complejión física normal pueden introducir sus piernas hasta las crestas iliacas. La cámara tiene un volumen de 0.16 m^3 ($0.425 \times 0.345 \times 1.06 \text{ m}$). Las paredes de acrílico tienen un espesor de $\frac{1}{2}$ ". Cuenta con dos conexiones principales: Una entrada – salida de aire; para realizar los cambios de presión. Una conexión para el sensor; con el que se verifica cuanta presión se aplica a los miembros inferiores. En la Figura 4.1 se muestra la cámara de presión construida.

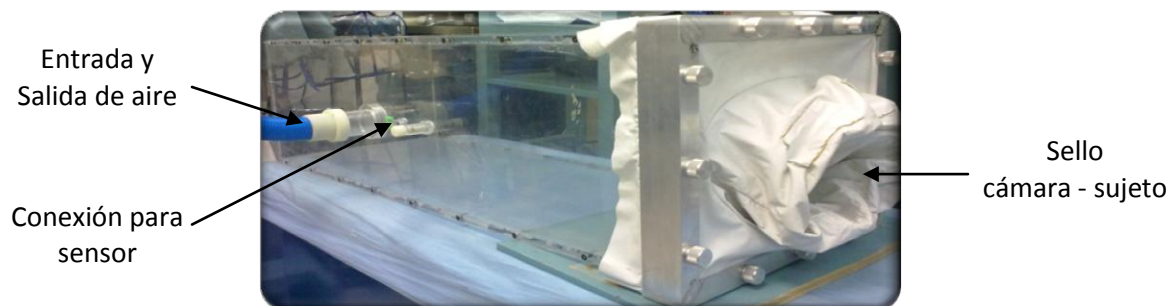


Figura 4.1 Cámara de presión construida.

4.1.2. Sello cámara-sujeto

Para acoplar el cuerpo de los sujetos a la cámara de presión, se implementó un sello cámara – sujeto que hermetiza la presión dentro de la cámara. El sello diseñado está elaborado a mano, utilizando una tela plastificada e impermeable, que tiene la capacidad de estirarse para moldearse a la anatomía de cada sujeto y resistir la presión aplicada, minimizando las fugas a los flujos positivo y negativo. En la Figura 4.2 se muestra el sello de presión cámara sujeto construido.

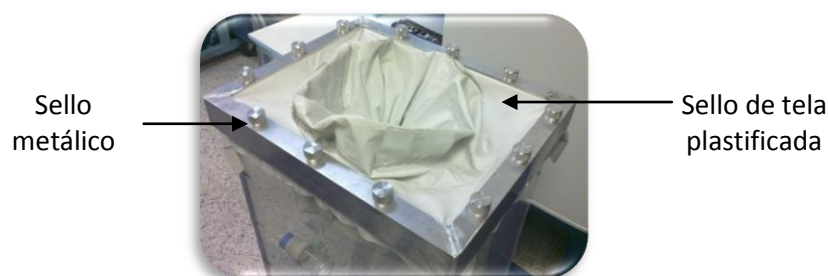


Figura 4.2. Sello cámara – sujeto.

4.1.3. Dispositivo generador de presión

Se afinaron todos los demás elementos (conectores para la presión positiva y negativa, válvulas, sensor, motor, circuitos electrónicos, etc.) para que se pudiera aplicar la presión en los miembros inferiores de un cuerpo humano. El ajuste de todos los anteriores elementos permitió que el equipo estuviera en condiciones de ser utilizado para las pruebas de hermeticidad, es decir, para realizar los protocolos sin fugas de aire.

4.1.3.1 Motor

Se utilizó un motor “by pass tangencial” ó “aspirador tangencial” para variar lineal y continuamente la variable controlada, la presión positiva y negativa dentro de la cámara. El motor es de corriente alterna (CA), trabaja a una potencia de 1.5 Hp y a 9.3 A de corriente de trabajo. En la Figura 4.3 se muestra la imagen del motor utilizado.



Figura 4.3 Motor generador de presión positiva y negativa

El motor se introdujo en una caja construida de unicel para disminuir el ruido y otra de acrílico para poder sujetarlo, además, se le insertaron unas mangueras de ½” en la entrada y salida de aire del motor para adaptar tubos y válvulas de PVC, esto permite canalizar el flujo de aire hacia la cámara. En la Figura 4.4 se muestra el sistema de tuberías y válvulas entre el motor y la cámara.

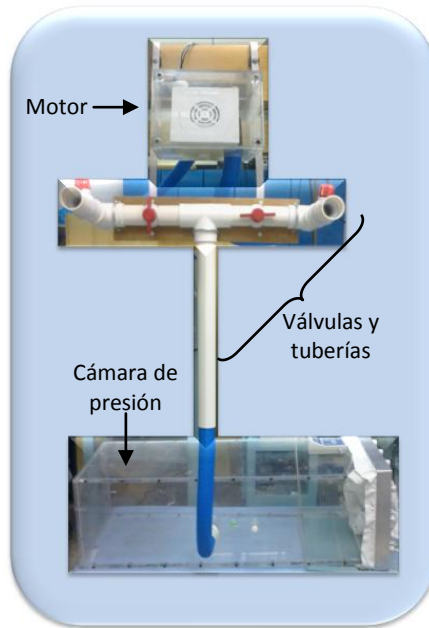


Figura 4.4. Sistema desarrollado para la administración de PNMI y PPMI

4.1.3.2. Control de presión de la cámara

4.1.3.2.1 Software (LabVIEW)

En la Figura 4.5 se muestra el panel frontal para el control de “modo automático”. Este cuenta con un botón de arranque y paro, uno para selección de control (automático o manual) y otro para guardar los datos del experimento si así lo desea el operador, así mismo, cuenta con indicador de tiempo, velocidad y presión tanto la de control (protocolo) y la real (dentro de la cámara). Permite visualizar gráficamente y en tiempo real los cambios del protocolo y la respuesta del sistema, así como el error que se genera a cada instante.

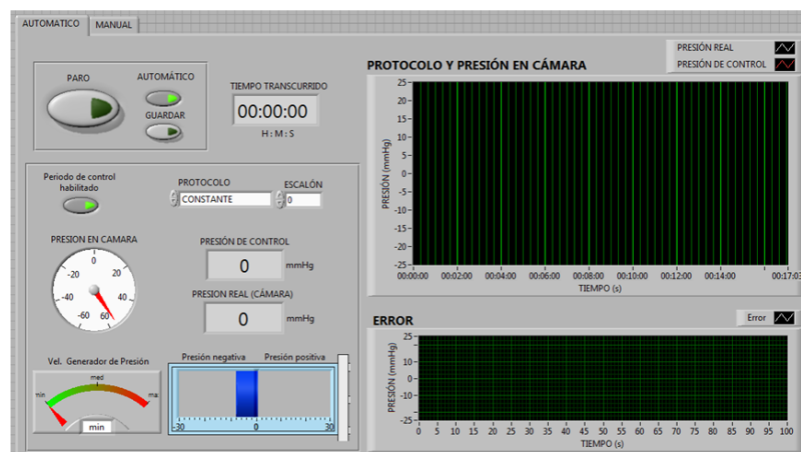


Figura 4.5 Panel frontal modalidad “automática”

En la Figura 4.6 se muestra el panel frontal de “modo manual”. Cuenta con un botón para modificar la presión (protocolo) y otro que también modifica la presión dentro de la cámara de manera indirecta (variando la velocidad), un indicador de tiempo, velocidad y presión. Dos gráficas que permiten ver en tiempo real el patrón deseado de cambios en la presión y presión real, así como el error entre ambos.

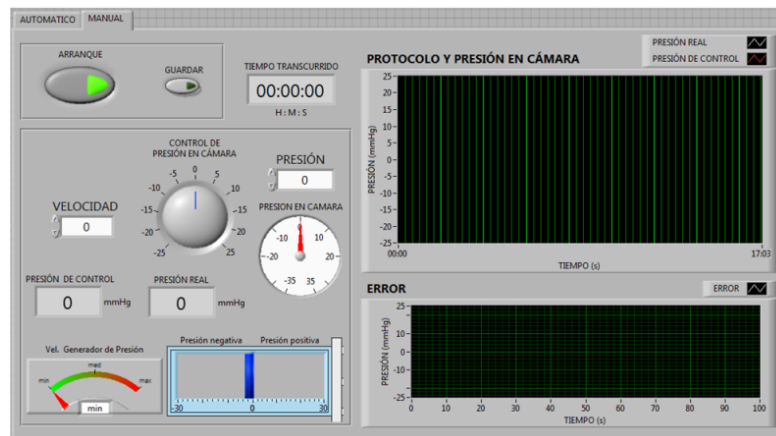


Figura 4.6 Panel frontal modalidad “manual”

4.1.3.2.2. Circuitos electrónicos

Del circuito detector de cruce por cero se obtiene un pulso de 5V cada vez que la onda senoidal cruza por el cero en el cambio del semiciclo positivo al semiciclo negativo. En la Figura 4.7 A se muestra el circuito detector de fase.

El circuito desfasador se muestra en la Figura 4.7 B. Este circuito tiene 8 diferentes entradas y una salida. Una de ellas es para la alimentación, otra para la señal de cruce por cero y otras seis que son las señales digitales provenientes de la tarjeta de adquisición y que determinan que ángulo de fase se utilizará. Estas últimas seis presentan 64 combinaciones diferentes de las cuales sólo 44 se utilizaron para las velocidades (ángulos de disparo), el 0 es para detener el motor y las siguientes para variar la velocidad al motor.

La señal de salida que se desfasa de acuerdo a la combinación establecida en los seis bits de entrada, se envió al circuito de relevador electrónico digital (Figura 4.7 C).

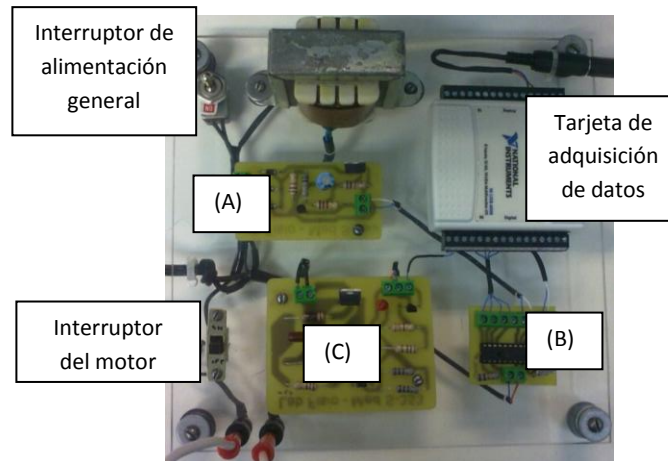


Figura 4.7 Circuitos electrónicos diseñados para el control de presión en la cámara

4.2. Evaluación de la instrumentación

En la Figura 4.8 se muestran las señales de entrada y de salida del circuito de detección de cruce por cero, se observa que la señal en forma de pulsos (señal de menor amplitud) tiene una frecuencia mayor a la senoidal (exactamente el doble), por lo que se puede conocer cuando se realiza el cambio del semiciclo positivo al semiciclo negativo y viceversa.

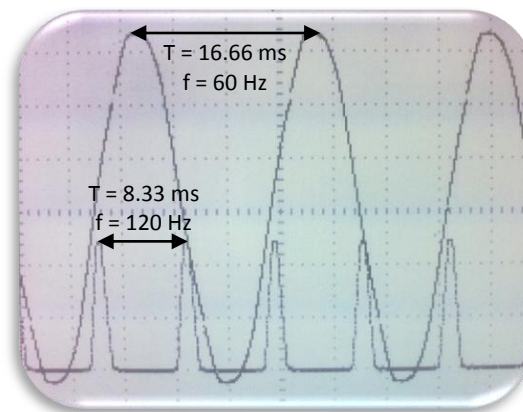


Figura 4.8.- Señal de entrada (senoidal) y salida del circuito de cruce por cero.

En la Figura 4.9 se muestra un ejemplo de la señal de entrada y de salida del circuito del microcontrolador con un retardo programado de 5.5 ms de acuerdo al medio ciclo de trabajo de la onda senoidal. La señal de entrada (pulso superior) representa el inicio y fin de cada semiciclo de la onda senoidal y la señal de salida es la onda cuadrada (pulso inferior), ésta última tiene la misma amplitud y frecuencia que señal de entrada pero con la posibilidad de desfasarse a lo largo del periodo (8.33 ms).

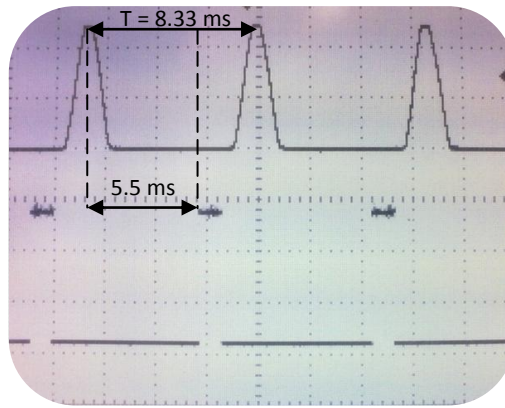


Figura 4.9 Señales de entrada (arriba) y salida (pulso cuadrado) del circuito desfasador de la señal.

En la Figura 4.10 se muestra la respuesta ante un protocolo por escalones de presión positiva, realizado de manera aleatoria para observar su velocidad de respuesta y su capacidad para seguir el estímulo. En la parte de abajo se muestra las diferencias entre el protocolo (set point o punto de consigna) dinámico y la respuesta del sistema (error), se observan los cambios de escalón en forma de picos de presión y el retardo del sistema para responder al estímulo.

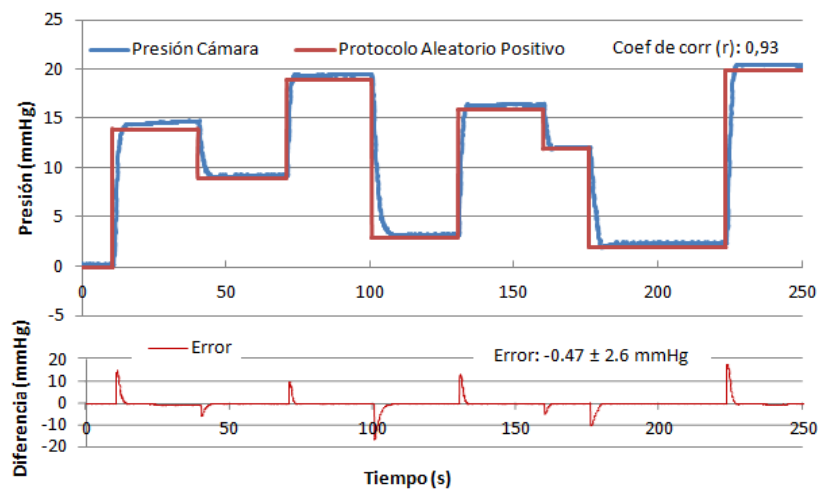


Figura 4.10 Respuesta del sistema y función de error ante un protocolo aleatorio de presión positiva.

En la Figura 4.11, se muestra un protocolo de escalones de presión negativa y el error del sistema de control ante el estímulo aleatorio de presión negativa durante el protocolo (4 min). Se observa el retardo de la respuesta en cada cambio de escalón. Cabe mencionar que este retraso afecta levemente la respuesta fisiológica del sujeto, pero no se considera factor importante puesto que este retardo es un poco más de 2 latidos.

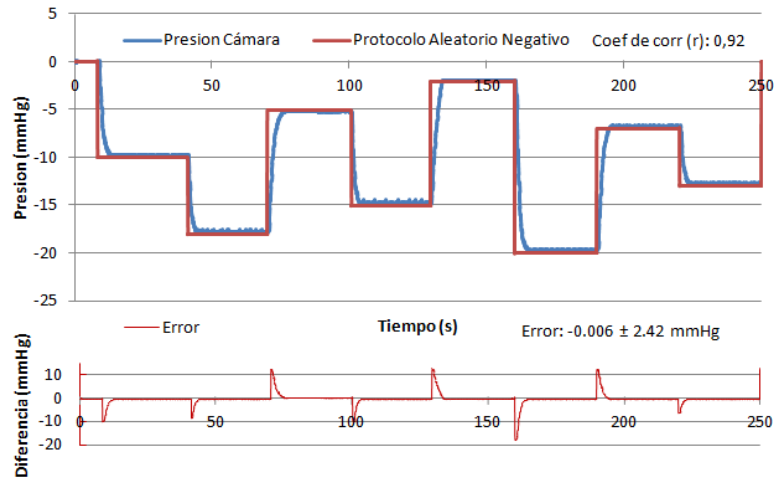


Figura 4.11 Respuesta del sistema ante un protocolo aleatorio de presión negativa.

En la Figura 4.12 se presenta la respuesta del sistema ante un estímulo lineal descendente con presión positiva y la función del error durante los cuatro minutos que dura el protocolo.

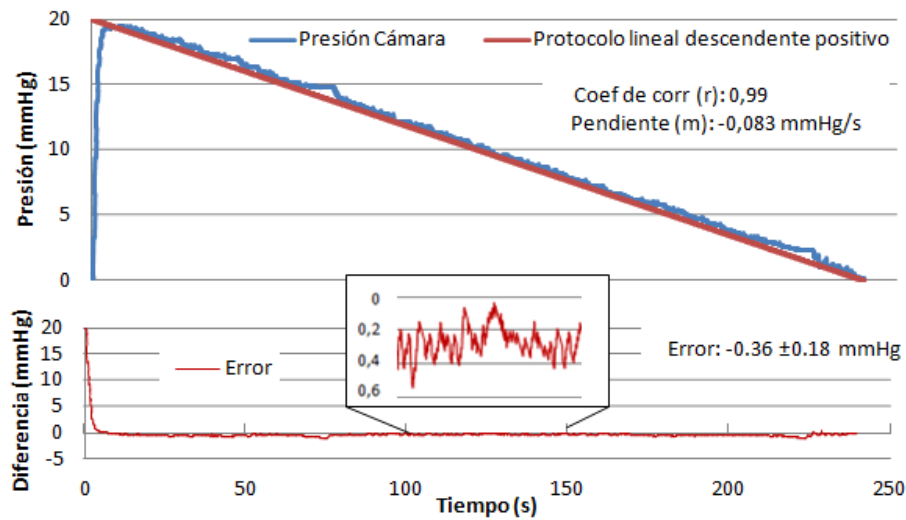


Figura 4.12 Respuesta del sistema ante un protocolo lineal descendente de presión positiva.

En la Figura 4.13 se exhibe la respuesta del sistema a un protocolo lineal ascendente y de presión negativa y la función del error del sistema.

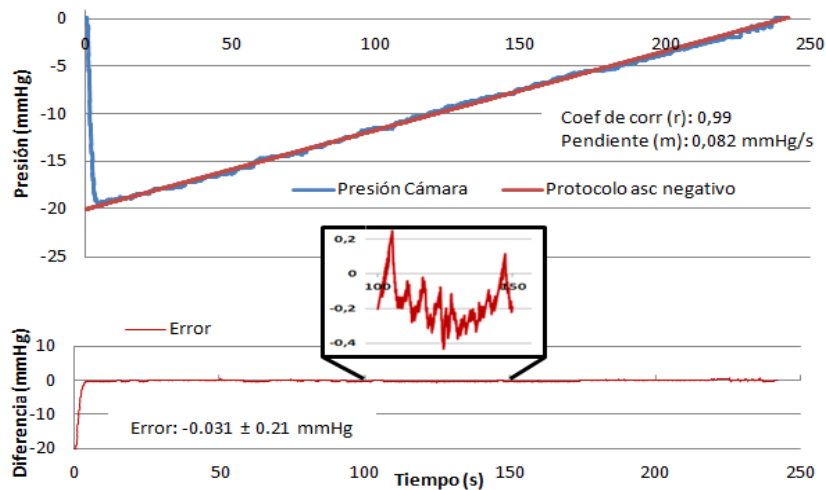


Figura 4.13 Respuesta del sistema ante un protocolo lineal ascendente de presión negativa.

En las gráficas de las Figuras 4.14 y 4.15 se muestran los resultados de los protocolos principales, los cuales eran el objetivo de estudio de este trabajo porque abarcan la presión positiva y la presión negativa en una sola etapa, lo que permite estudiar el comportamiento del sujeto en ambas presiones y durante la transición de una a la otra.

La Figura 4.14, presenta el protocolo lineal descendente iniciando en 20 mmHg de presión positiva y terminando con -20 mmHg y la gráfica de la función de error, tiene una duración de 8 minutos con una pendiente de -0.083.

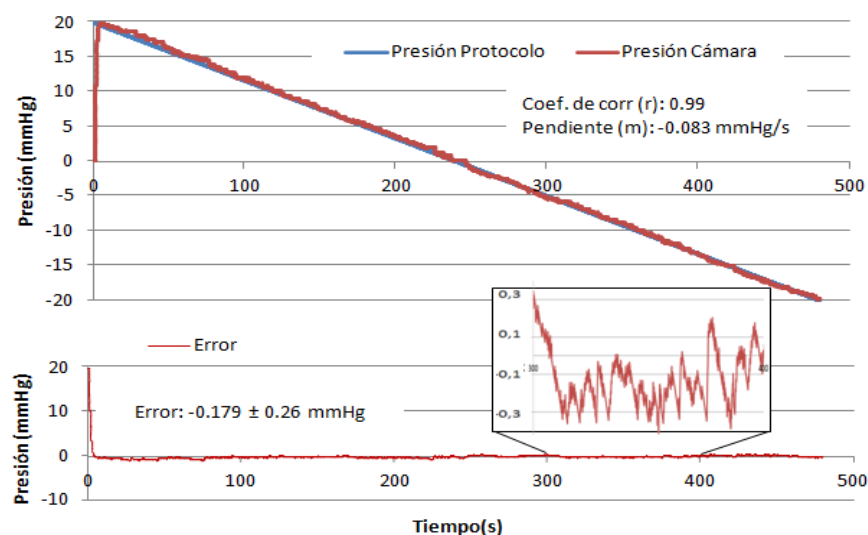


Figura 4.14 Respuesta del sistema ante un protocolo lineal descendente de 20 a -20 mmHg.

La Figura 4.15 muestra el otro protocolo lineal que inicia con la presión negativa de -20 mmHg y termina con una presión positiva de 20 mmHg y en la parte inferior se

muestra la gráfica de la función del error del comportamiento del sistema ante este protocolo.

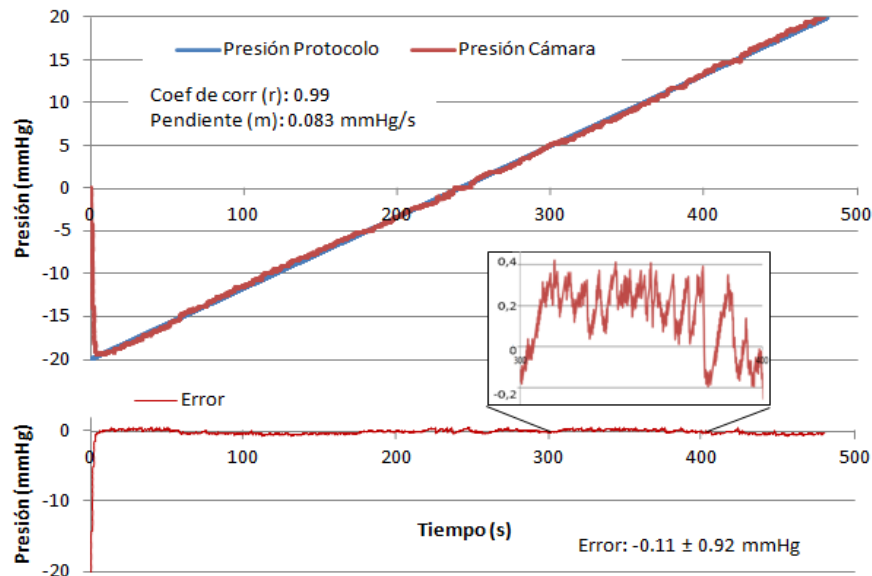


Figura 4.15 Respuesta del sistema ante un protocolo lineal ascendente de -20 a 20 mmHg.

Se aplicó una prueba de t para verificar si los errores de la respuesta del sistema ante los protocolos lineales y por etapas eran estadísticamente diferentes de cero. En la mayoría de los casos resultó que el error es estadísticamente diferente de cero ($p < 0.01$), excepto para el protocolo por etapas negativo ($p > 0.05$). Sin embargo, la media del error de los casos que son estadísticamente diferente de cero está alrededor de 0.2 mmHg, valor que no se considera relevante para el rango de presión que emplea el instrumento y sobre todo, no genera cambios fisiológicos.

4.3. Resultados fisiológicos

En la Figura 4.16, se muestran los indicadores espectrales de las variables cardiovasculares que se obtuvieron de los dos sujetos estudiados mediante los protocolos continuos y lineales tanto creciente como decreciente de PPMI y PNMI. A todas las señales, como se indicó en la metodología, se les ha restado la media de sus valores en estado basal. Los valores para cada gráfica se muestran en la Tabla 4.1.

Tabla 4.1 Media y desviación estándar de las variables fisiológicas de los dos sujetos en estado basal

Protocolo	RR (ms)	PS (mmHg)	PD (mmHg)	BF _{RR} (ms ²)	AF _{RR} (ms ²)	BF _{RR} /AF _{RR}	BF _{PS} (mmHg ²)
Creciente	992 ± 75.3	105 ± 0.1	63.5 ± 0.8	3948.7 ± 3753.1	9973.9 ± 9629.9	0.41 ± 0.02	1.6 ± 0.9
Decreciente	989.1 ± 51.9	111.0 ± 6.9	63.8 ± 0.1	7353.6 ± 9178.1	12935.8 ± 13406.3	0.5 ± 0.3	2.9 ± 2.1

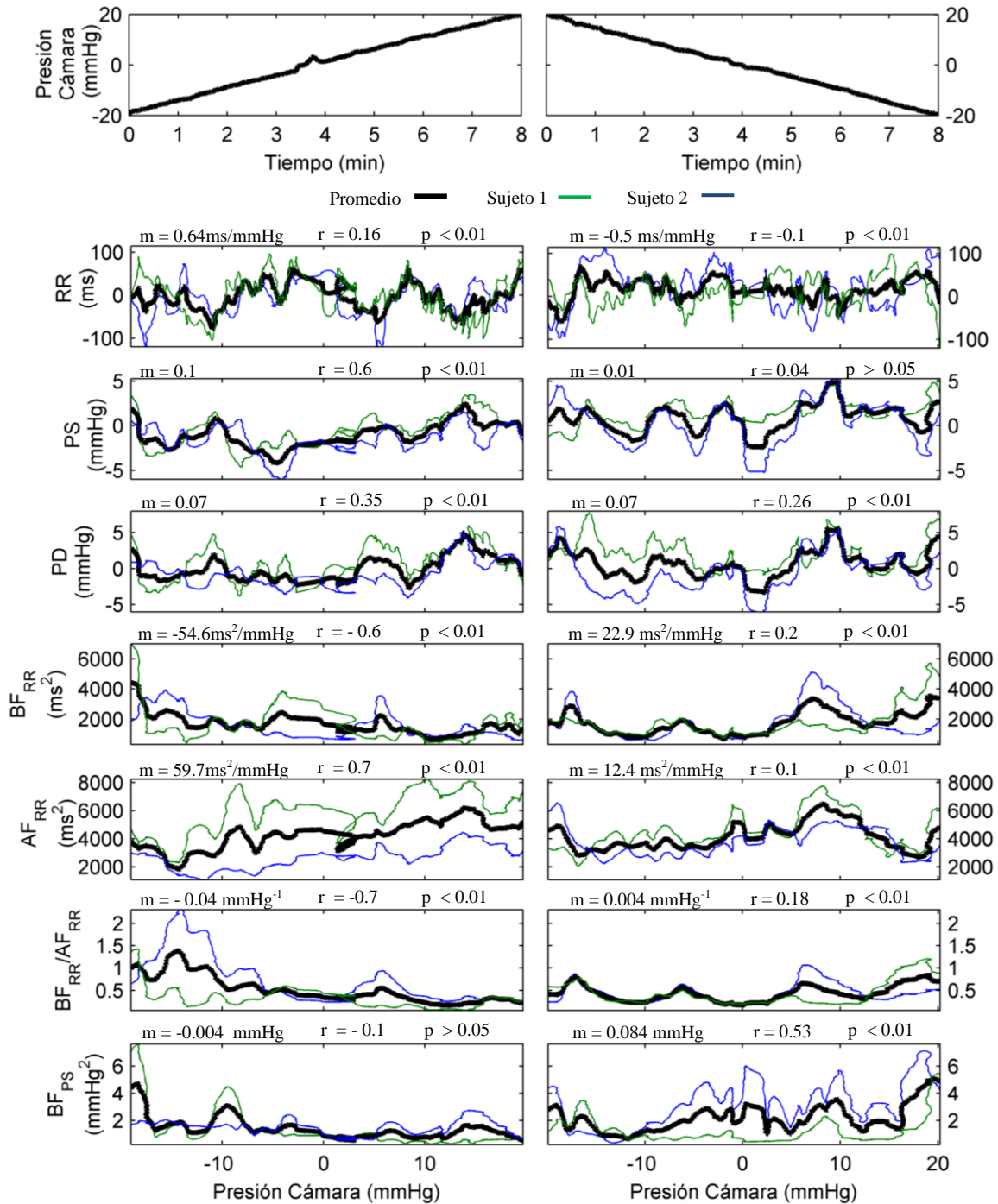


Figura 4.16. Indicadores espectrales en relación a la PPMI y PNMI (lineal ascendente y lineal descendente) de los dos sujetos estudiados y el promedio de ambos. La pendiente (m), coeficiente de correlación (r) y la significancia (p) son del valor promedio (línea negra).

El comportamiento de los estimadores espectrales de la variabilidad cardiovascular en función de la presión positiva y negativa de la cámara durante los tres tipos de protocolos (creciente, decreciente y por etapas creciente) del sujeto masculino se presenta en las Figuras 4.17 a 4.23. En términos generales, se observa una diferencia notoria entre las respuestas del protocolo por etapas y de los otros dos protocolos. Además, se observa histéresis en las variables autonómicas y cardiovasculares, es decir, presentan diferencias en el protocolo ascendente y en el protocolo descendente cuando se analiza su valor a un nivel de presión determinado.

El componente de alta frecuencia (actividad vagal) fue ligeramente proporcional en el rango de -10 a 10 mmHg para el protocolo creciente y decreciente, mientras que en el protocolo por etapas fue proporcional sólo de 0 a 15mmHg (Figura 4.17). Resalta que solo para el protocolo creciente, el cambio para este componente permanece por debajo de 0 durante la presión negativa y por arriba de cero durante la presión positiva.

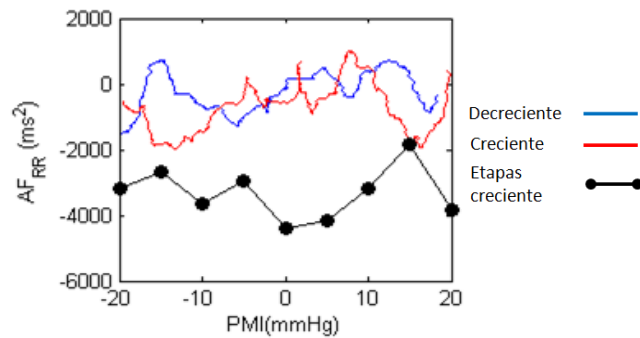


Figura 4.17 Relación del componente alta frecuencia con la presión en miembros inferiores durante los tres protocolos (AF_{RR} Basal = $3310.4 ms^2$).

El componente de bajas muestra una cierta proporcionalidad inversa en el protocolo creciente, además se observa una clara diferencia en la respuesta del protocolo lineal con respecto al protocolo por etapas (Figura 4.18).

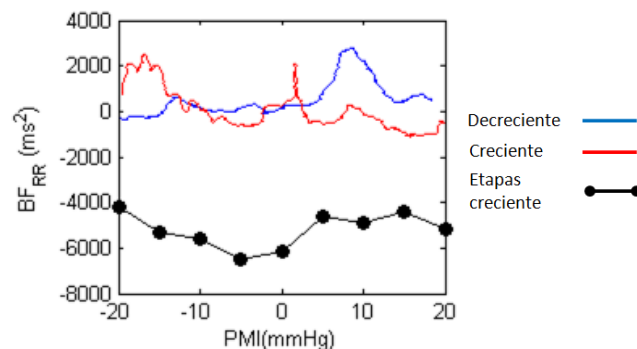


Figura 4.18 Relación del componente de baja frecuencia con la presión en los miembros inferiores durante los tres protocolos (BF_{RR} Basal = $1079.3 ms^2$).

La relación entre los componentes baja sobre alta frecuencia no mostro un comportamiento característico en relación a la presión de miembros inferiores, permanece más o menos estable. No obstante, durante el protocolo creciente se observa un incremento sólo en la parte de la presión negativa (Figura 4.19).

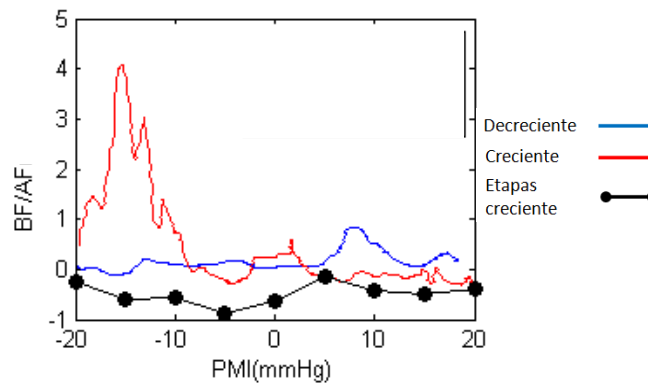


Figura 4.19 Comportamiento de la relación baja sobre alta frecuencia en función de la presión de miembros inferiores durante los tres protocolos ($BF_{RR}/AF_{RR} = 0.3$).

A presión negativa el componente de baja frecuencia de la presión sistólica presentó un nivel mayor, con relación a la presión positiva (Figura 4.20)

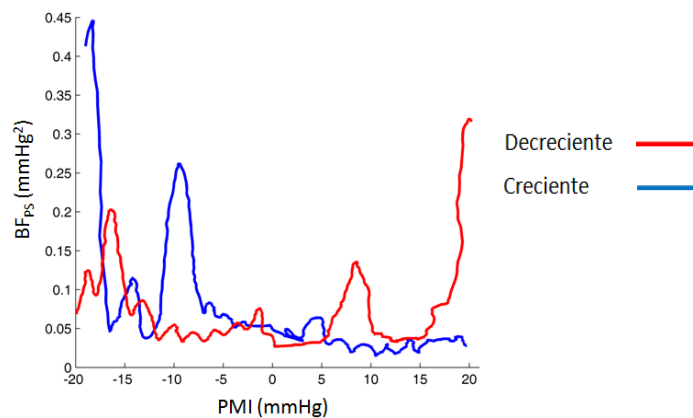


Figura 4.20 Comportamiento del componente de baja frecuencia de la presión sistólica en función de la presión de miembros inferiores durante el protocolo lineal ascendente y descendente ($BF_{PS} = 1.2 \text{ mmHg}^2$).

El comportamiento de las variables cardiovasculares con relación a la presión en miembros inferiores para los tres protocolos se presenta en las Figuras de la 4.21 a la 4.23. En general las respuestas cardiovasculares para los protocolos lineales son diferentes a las respuestas del protocolo por etapas, excepto para el volumen sistólico. La relación del volumen sistólico contra la presión de miembros inferiores, mostró una adecuada proporcionalidad directa para los tres protocolos (Figura 4.21).

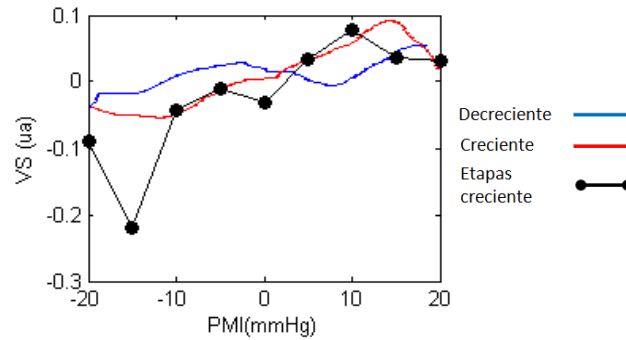


Figura 4.21 Relación del volumen sistólico con la presión de miembros inferiores durante los tres protocolos.

Los intervalos RR aumentaron durante las presiones negativas y no mostraron un comportamiento característico durante las positivas (Figura 4.22).

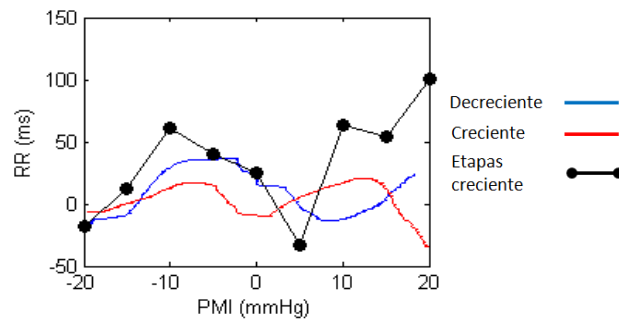


Figura 4.22 Relación de los intervalos RR con la presión de miembros inferiores durante los tres protocolos (RR Basal = 1036 ms).

A diferencia del protocolo por etapas, los protocolos lineales causaron que la presión diastólica disminuyera con la presión negativa y se incrementara con la positiva (Figura 4.23).

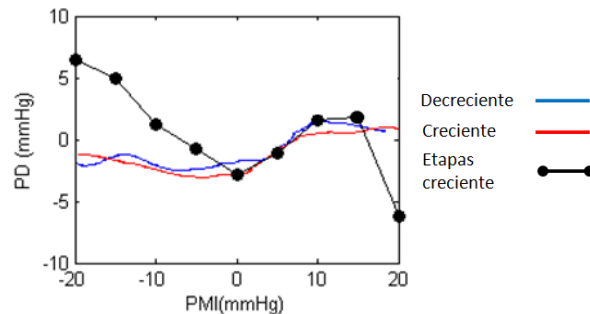


Figura 4.23 Relación de la presión diastólica con la presión de miembros inferiores (PD Basal = 64 mmHg).

CAPÍTULO V
DISCUSIÓN
Y
CONCLUSIÓN

5.5.1 Discusión y Conclusiones

5.1.1 De la instrumentación:

Las siguientes características del dispositivo le otorgan cierta ventaja sobre los ya existentes [7, 10, 19, 36]:

- El grosor del material ($\frac{1}{2}$ ") con el que se construyó la cámara de presión es resistente a las presiones aplicadas.
- Para realizar cambios rápidos de presión en la cámara, hubo que minimizar su volumen, por lo que se hizo el ajuste al tamaño corporal de sujetos mexicanos jóvenes. El tamaño establecido en la cámara es adecuado para los cambios instantáneos programados.
- El número de uniones del sello cámara-sujeto por costuras es importante para evitar fugas por el estiramiento de la tela, por lo que fue construido en dos piezas y se le pusieron trampas de aire para ayudar al ajuste.
- La potencia del motor está excedida aproximadamente 3 veces más de lo requerido, por lo tanto, se puede aumentar el rango de presión de trabajo ó compensar pérdidas de aire por falta de hermeticidad sin problema.
- Debido a la alta potencia del motor, si se utiliza el semiciclo completo de la onda senoidal para el control de presión ($\pm 20\text{mmHg}$), provocará grandes oscilaciones y poca estabilidad al sistema, por lo que sólo se utilizó el 18% de éste, es decir, menos de $\frac{1}{5}$ parte de la potencia máxima de trabajo.

5.1.2 Del desempeño del sistema

De acuerdo a las gráficas del desempeño del equipo mostradas en los resultados (Figuras 4.10 – 4.15), se puede concluir lo siguiente:

- El equipo es capaz de seguir los protocolos establecidos con alguna limitación en el tiempo de respuesta, inherentes a sus propiedades mecánicas, así el promedio del retardo ante una perturbación de presión mayor a $\pm 15 \text{ mmHg}$ es de 2.1 segundos, que es una latencia excelente para fines fisiológicos, puesto que son aproximadamente sólo 2 latidos, y en ese tiempo no se presentan grandes cambios.

- Los coeficientes de correlación en todas las gráficas presión/tiempo (Figuras 4.10 a 4.15) es muy alto (alrededor de 0.9), lo que significa la fuerte relación lineal entre las variables.
- La pendiente de los protocolos lineal ascendente y descendente es de ± 0.083 mmHg/s (dependiendo si la presión es negativa o positiva). La respuesta del sistema a estos protocolos es de -0.083 mmHg/s para la presión positiva con una media de error de -0.036 ± 0.18 mmHg y 0.082 mmHg/s para la presión negativa con una media de error de -0.031 ± 0.21 mmHg. Esto documenta la adecuada exactitud del sistema.
- La media del error de la respuesta en todos los protocolos es cercano a 0, lo que indica que durante el tiempo que dura cada uno de ellos, el sistema de control mantiene cercano el valor deseado a pesar de los cambios bruscos y continuos de presión. Por tanto el sistema tiene una precisión adecuada.

5.1.3 De los resultados fisiológicos

Uno de los resultados más relevantes de la presente tesis, es el haber obtenido relaciones continuas de las variables cardiovasculares autonómicas contra la presión en un rango que involucra presiones positivas y negativas. Lo usual es emplear protocolos por etapas y presentar la respuesta de las variables en tres o cuatro puntos discretos de presión ya sea positiva o negativa [22, 47]. Por lo que la metodología empleada, de acuerdo con la información disponible, es original.

Los resultados fisiológicos obtenidos al aplicar la presión positiva y negativa en forma lineal y continua son insuficientes para hacer una interpretación fisiológica de las respuestas autonómicas y cardiovasculares debido a la cantidad de sujetos estudiados. Sin embargo, en base a la evaluación preponderantemente cualitativa (visual), se observaron los siguientes datos:

- La respuesta para la mayorías de las variables autonómico – cardiovasculares, excepto para el volumen sistólico, se desvía de la linealidad.
- Los efectos del estímulo de la presión positiva son opuestos a los efectos de la presión negativa. Se puede observar de forma más clara en el componente de BF_{RR} , VS y en la relación de los intervalos RR (Figuras 4.18, 4.21 y 4.22 respectivamente).

- Hubo una marcada histéresis en la aplicación de presión descendente (de PPMI a PNMI) en relación a la aplicación de presión ascendente (de PNMI a PPMI).
- Si se observan las gráficas del componente de AF_{RR} y BF_{RR} (Figuras 4.17 y 4.18), se puede distinguir que los efectos de los protocolos de presión continuos son diferentes a los efectos de los protocolos discontinuos.

En futuras investigaciones el dispositivo desarrollado permitirá confirmar o refutar estos hallazgos en una cantidad mayor de sujetos, sin embargo, a continuación se da una breve explicación de la respuesta autonómica cardiovascular obtenida por la aplicación de un protocolo de presión lineal y continuo. La respuesta autonómica cardiovascular mostrada en los módulos A – G de la Figura 5.1 fue suavizada para fines de una mejor comprensión.

El protocolo lineal inicia con una presión negativa de -20 mmHg y se incrementa continuamente hasta alcanzar una presión positiva de 20 mmHg (Figura 5.1A). La presión negativa produce una distensión vascular que va disminuyendo conforme se acerca a los 0 mmHg. La presión positiva va comprimiendo progresivamente los vasos sanguíneos. Por tanto, la presión diastólica va disminuyendo progresivamente para luego aumentar a medida que aumenta la presión positiva (Figura 5.1B). Los cambios en la presión arterial están documentados en la literatura por separado, en presión negativa [15, 29] y en presión positiva [2, 9, 31].

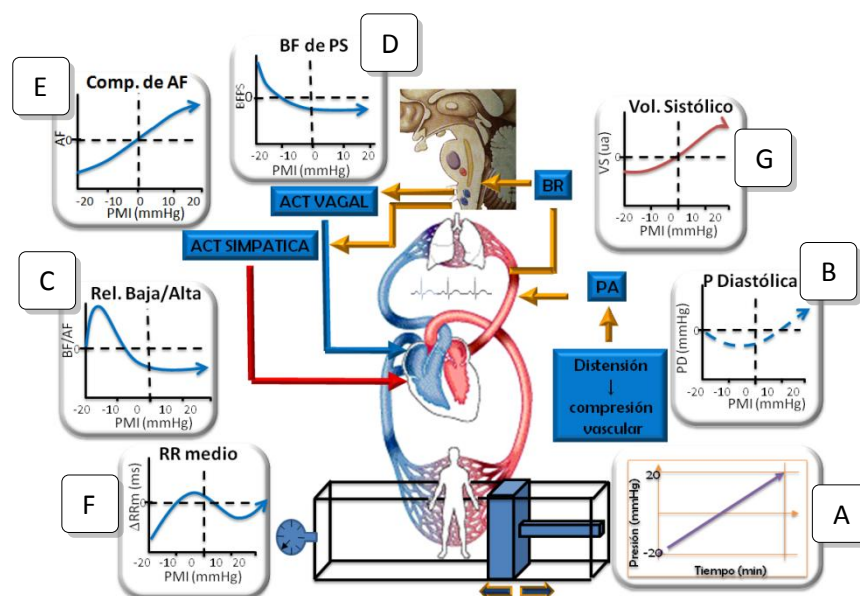


Figura 5.1 Conducta autonómico – cardiovascular durante PMI creciente.

La presión negativa pone en marcha el baroreflejo que produce un incremento de la actividad de los núcleos simpáticos y disminución de los vagales. Así, hay mayor actividad simpática cardíaca como es sugerida por la relación de componente de baja frecuencia sobre alta frecuencia (Figura 5.1C) y de la actividad simpática vasomotora indicada por el componente de baja frecuencia de la presión sistólica (Figura 5.1D). Durante la presión positiva se observa mayor actividad vagal como es indicada por el componente de alta frecuencia (Figura 5.1 E) y una disminución de la actividad simpática vasomotora [37] (Figura 5.1 D).

Por el aumento de la actividad simpática, la frecuencia cardíaca aumenta durante la PNMI, en contraste, durante la PPMI por incremento de la actividad vagal, la frecuencia cardíaca disminuye. El incremento de la FC contribuye a aumentar al gasto cardíaco que compensa a la disminución de la PA durante la PPMI. El fenómeno inverso sucede durante la PPMI, la bradicardia contribuye a la disminución del Q para compensar la disminución de la PA (Figura 5.1F). Los cambios observados en el volumen sistólico, disminución durante PNMI y aumento en PPMI están producidos por cambios mecánicos, disminución y aumento de la precarga al ventrículo izquierdo respectivamente (Figura 5.1G).

5.2 Recomendaciones

- Colocar válvulas solenoides para hacer el sistema de control totalmente automático, y así, facilitar las transiciones entre las presiones positivas y negativas, ya que el cambio se hace en forma manual.
- Cuando se ejecuta el panel de control, procurar que no estén abiertas otras aplicaciones de la computadora para evitar retardos en la respuesta o desempeño deficiente del control, a menos que la robustez del equipo lo permita.
- Al iniciar, encender sólo el interruptor de la alimentación general. En muchas ocasiones, al estar conectada la tarjeta de adquisición de datos a la computadora, hay alimentación en los puertos de salida digitales, por lo que podría arrancar el motor. Por lo tanto, se recomienda encender el interruptor del motor una vez iniciada la ejecución del programa y cuando el botón de inicio está desactivado.

- Se recomienda poner a trabajar al motor unos minutos antes de iniciar la ejecución del programa (5 minutos aproximadamente), debido a que el motor necesita energizarse para romper fácilmente el par de arranque durante los protocolos, esto ayuda a que no se apague cuando se trabaja con las presiones bajas (0.3 a 1.3 mmHg aprox.), así como alcanzar las presiones altas rápidamente (> 15 mmHg).

5.3 Limitaciones del sistema

- Una buena respuesta del sistema ante los protocolos que cambian de presión positiva a presión negativa y viceversa depende de la habilidad del operador para abrir y cerrar las válvulas.
- Pequeñas desviaciones del patrón pueden ser observados a bajas presiones debido a que es difícil tener exactitud en los retardos programados los cuales son influidos por una multitud de factores, como la maquina y el software que se utilice para la compilación del programa del microcontrolador, la velocidad de procesamiento de la computadora que se utilice para el control, la corriente de la línea de alimentación del motor, etc.
- Un requerimiento para facilitar la utilización del sistema diseñado, así como para posibles mejoras futuras y/o programación de protocolos es tener conocimientos básicos de LabView (programación gráfica).

5.4 Perspectivas

El dispositivo desarrollado puede encontrar una utilidad clínica sobresaliente en sujetos con patologías cardiovasculares y autonómicas, como ha sido documentado para la PNMI que se utiliza en sujetos con síncope [5, 6, 47].

Queda por ser realizado un estudio con una muestra significativa de sujetos sanos para poder establecer los patrones de respuesta autonómica cardiovascular ante la aplicación de PPMI y PNMI linealmente incrementados y decrementados.

La versatilidad del sistema hace posible realizar diferentes tipos de protocolos que se podrían ayudar al investigador a realizar diversos estudios autonómicos

cardiovasculares, además que la forma de programarlo es relativamente sencilla. En la Figura 5.2 se muestra la respuesta que se obtuvo de un protocolo senoidal, que por cierto no ha sido utilizado o reportado en estudios previos.

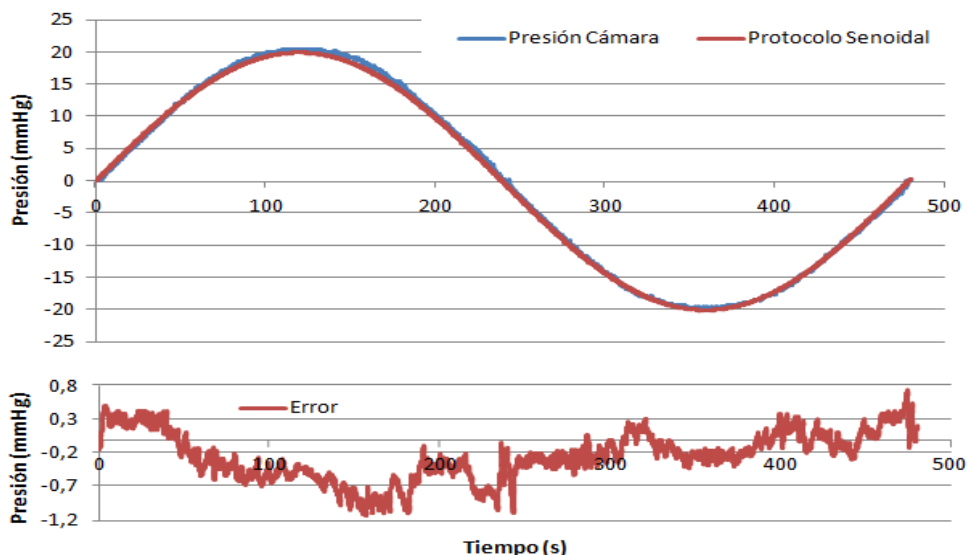


Figura 5.2 Aplicación de PPMI y PNMI en forma alternante (senoidal)

5.5 Conclusión General

En conclusión, se presenta un trabajo que tiene la potencialidad de extender y profundizar el conocimiento obtenido de estudios previos de presión en miembros inferiores, puesto que se diseñó un sistema de control que permite aplicar PNMI y PPMI en una sola cámara con un solo dispositivo generador de presión. El error de la respuesta del sistema ante los protocolos generados no fue relevante en el rango de presión que emplea el instrumento. El dispositivo genera una gran variedad de protocolos continuos y/o por etapas para el estudio de la respuesta autonómica cardiovascular, extendiendo así, el paradigma de investigación actual que utiliza sólo protocolos por etapas. Este tipo de protocolos tiene como desventaja principal impedir la obtención de respuestas autonómicas cardiovasculares continuas, es decir, hay rangos de presión en los cuales se desconoce fisiológicamente lo que sucede. En el caso de los protocolos lineales continuos, el sistema generador de presión logra seguir los patrones de presión con un coeficiente de correlación muy alto (alrededor de 0.99).

A partir de los resultados fisiológicos obtenidos en dos sujetos estudiados, se puede conjeturar que las respuestas de las variables autonómicas cardiovasculares en función de la presión continua en miembros inferiores, parecen presentar comportamientos diferentes a las respuestas de los protocolos por etapas, principalmente en las variables autonómicas, obteniendo relaciones continuas de las variables y la presión, en un rango de presiones positivas y negativas. Variables como el volumen sistólico, presión sistólica, el componente de alta y baja frecuencia presentaron alto grado de linealidad (r entre 0.6 y 0.7 con $p < 0.01$). Todas las variables estudiadas presentaron histéresis.

REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

-
-
- [1] Berntson G.G., Bigger T., Eckberg D.L., Grossman P., Kauffman P.G., Malik M., Nagaraja H.N., Porges S.W., Saul J.P., Stone P.H. & Van Der Molen M.W. *Heart rate variability: origins, methods and interpretative caveats*. *Psychophysiology* 34: 623-648, 1997.
- [2] Bevegard S., Castenfors J. & Lindblad L.E. *Effect of changes in blood volume distribution on circulatory variables and plasma rennin activity in man*. *Acta Physiol Scand* 151: 143–148, 1977.
- [3] Bour J. & Kellet J. *Impedance cardiography – A rapid and cost-effective screening tool for cardiac disease*. *Eur J Intern Med* 19: 399– 405, 2008.
- [4] Chapleau M.W. & Sabharwal R. *Methods of assessing vagus nerve activity and reflexes*. *Heart Fail Rev* 16: 109 – 127, 2011.
- [5] Claydon V.E., Schroeder C., Norcliffe L.J., Jordan J. & Hainsworth R. *Water drinking improves orthostatic tolerance in patients with posturally related syncope*. *Clin Sci* 110: 343 – 352, 2006.
- [6] Convertino V.A., Ludwig D.A. & Cooke W.H. *Stroke volume and sympathetic response to lower body negative pressure reveal new insight into circulatory shock in humans*. *Auton Neurosc* 111: 127 – 134, 2004.
- [7] Cooke W.H., Ryan K.L. & Convertino V.A. *Lower body negative pressure as a model to study progression to acute hemorrhagic shock in humans*. *J Appl Physiol* 96: 1249–1261, 2004.
- [8] Cutuk A., Groppo E.R., Quigley E.J., White K.W., Pedowitz R.A. & Hargens A.R. *Ambulation in simulated fractional gravity using lower body positive pressure: cardiovascular safety and gait analyses*. *J Appl Physiol* 101: 771–777, 2006.
- [9] Eiken O. & Bjurstedt H. *Dynamic exercise in man as influenced by experimental restriction of blood flow in the working muscles*. *Acta Physiol Scand* 131: 339–345, 1987.
- [10] Esch B.T., Scott J.M. & Warburton D.E. *Construction of a lower body negative pressure chamber*. *Adv Physiol Educ* 31: 76–81, 2007.
- [11] Fisher W.J. & White M.J. *Training-induced adaptations in the central command and peripheral reflex components of the pressor response to isometric exercise of the human triceps surae*. *J Physiol* 520: 621-628, 1999.
- [12] Fu Q., Sugiyama Y., Kamiya A., Shamsuzzamaz A.S. & Mano T. *Responses of muscle sympathetic nerve activity to lower body positive pressure*. *Am J Physiol*
-
-

- Heart Circ Physiol* 275: 1254–1259, 1998.
- [13] Fu Q., Witkowski S. & Levine B.D. *Vasoconstrictor Reserve and Sympathetic Neural Control of Orthostasis*. *Circulation* 110: 2931-2937, 2004.
- [14] Fua Q., Sugiyama Y., Kamiya A. & Mano T. *A comparison of autonomic responses in humans induced by two simulation models of weightlessness: lower body positive pressure and 6° head-down tilt*. *J Auton Nerv Syst* 80: 101–107, 2000.
- [15] Goswami N., Loepky J.A. & Hinghofer S.H. *LBNP: past protocols and technical considerations for experimental design*. *Aviat Space Environ Med* 79: 459 – 471, 2008.
- [16] Grodins F. *Integrative cardiovascular physiology: A mathematical synthesis of cardiac and blood vessel hemodynamics*. *Quart Rev Biol* 34: 93-116, 1959.
- [17] Gujjar A.R., Muralidhar K., Bhandopadhyaya A., Sathyaprabha T.N., Janaki P., Mahalla B.K., Gupta R., Banakal S. & Jairaj P.S. *Transthoracic electrical bioimpedance cardiac output: comparison with multigated equilibrium radionuclide cardiography*. *J Clin Monit Comput* 24: 155–159, 2010.
- [18] Guyton A.C. & Hall J.E., *Tratado de Fisiología Médica*, Décima Edición. Mc Graw Hill Interamericana Editores, S.A. de C.V., México, D.F., 2001.
- [19] Hisdal J., Toska K. & Walløe L. *Design of a chamber for lower body negative pressure with controlled onset rate*. *Aviat Space Environ Med* 74:874–8, 2003.
- [20] Journeay W.S., Reardon F.D., Jean-Gilles S., Martin C.R. & Kenny G.P. *Lower body positive and negative pressure alter thermal and hemodynamic responses after exercise*. *Aviat Space Environ Med* 75: 841- 849, 2004.
- [21] Kim Y.K., Jun I.G., Kim S.R., Hwang J.H., Cho S.K., Han S.M. & Hwang G.S. *Using 100% Oxygen does not Alter the Cardiovascular Autonomic Regulation during Non-invasively Simulated Haemorrhage in Healthy Volunteers*. *J Intern Med Res*; 36: 227 – 236, 2008.
- [22] Kimmerly D.S. & Shoemaker J.K. *Hypovolemia and neurovascular control during orthostatic stress*. *Am J Physiol Heart Circ.* 282: 645-655, 2002.
- [23] Koehle M.S., Giles L.V., Walsh M.L. & White M.D. *The effects of lower body positive and negative pressure on the hypoxic ventilatory decline*. *Respir Physiol Neurobio* 172: 37 – 41, 2010.
- [24] Larsen P.D., Tzeng Y.C., Sin P.Y.W. & Galletly D.C. *Respiratory sinus*

- arrhythmia in conscious human during spontaneous respiration. Respir. Physiol. Neurobiol* 174: 111 – 118, 2010.
- [25] Lee K., Buchanan D.B., Flatau A.B. & Franke W.D. *Reproducibility of the heart rate variability responses to graded lower body negative pressure. J Appl Physiol* 92: 106–113, 2004.
- [26] Mainardi L.T., Corino V., Belletti S., Terranova P. & Lombardi F. *Low frequency component in systolic arterial pressure variability in patients with persistent atrial fibrillation. Auton Neurosci* 151(2): 147-53, 2009.
- [27] Mainardi L.T. *On the quantification of heart rate variability spectral parameters using time – frequency and time – varying methods. Phil. Trans. R. Soc. A.* 367: 255 – 275, 2009.
- [28] Mathews L. & Singh K.R.K. *Cardiac output monitoring. Ann Card Anaesth* 11: 56 – 58, 2008.
- [29] Murray R.H., Krog J., Carlson L.K., & Bowers J.A. *Cumulative effects of venesection and lower body negative pressure. Aviat Space Environ Med* 38: 243–247, 1967.
- [30] Nishiyasu T., Hayashida S., Kitano A., Nagashima K. & Ichinose M. *Effects of posture on peripheral vascular responses to lower body positive pressure. Am J Physiol Heart Circ Physiol* 293: 670 – 676, 2007.
- [31] Nishiyasu T., Nagashima K., Nadel E.R. & Mack G.W. *Effects of posture on cardiovascular responses to lower body positive pressure at rest and during dynamic exercise. J Appl Physiol* 85: 160–167, 1998.
- [32] Parati G., Di Rienzo M., Castiglioni P., Mancia G., Taylor J.A. & Studinger P. *Point: counterpoint: cardiovascular variability is/is not an index of autonomic control of circulation. J Appl Physiol* 101: 676–682, 2006.
- [33] Patterson R.P. *Fundamentals of impedance cardiography. IEEE Eng Med Biol* 8(1): 35 – 38, 1989.
- [34] Rashid M.H. *Electrónica de potencia. Circuitos, dispositivos y aplicaciones. Tercera Edición. Prentice Hall Inc., Naucalpan de Juárez, Edo. de México, 2004.*
- [35] Ruckstuhl H., Kho J., Weed M., Wilkinson M.W. & Hargens A.R. *Comparing two devices of suspended treadmill walking by varying body unloading and Froude number. Gait Posture* 30: 446–451, 2009.
- [36] Russomano T., Allan J., Beck L., Petrat G., May F., Thompsen S., Falcao F.,

- Dalmarco G., Gurgel J., Piccoli L. & De Azevedo D.F.G. *Development of a lower body negative pressure box with an environmental control system for physiological studies*. Adv Space Res 38: 1233–1239, 2006.
- [37] Schmedtje J.F., Gutkowska J. & Taylor A. *Reciprocity Of Hemodynamic-Changes During Lower-Body Negative And Positive Pressure*. Aviat Space Environ Med 4: 346 – 352, 1995.
- [38] Sherwood A., Allen M.T., Fahrenberg J., Kelsey R.M., Lovallo W.R. & Van Dornen L.J.P. *Methodological Guidelines for impedance cardiography*. Psychophysiology 27: 1–23, 1990.
- [39] Shi X., Crandall C.G. & Raven P.B. *Hemodynamic responses to graded lower body positive pressure*. Am J Physiol Heart Circ Physiol 265: 69–73, 1993.
- [40] Stolz E., Fox B.C., Hoffmann O., Gerriets T., Blaes F., Kraus J. & Kaps M. *Cranial venous outflow under lower body positive and negative pressure conditions and head-up and –down tilts*. J Neuroimaging 19: 31 – 36, 2009.
- [41] Takahashi T., Iizuka M., Sato H., Serizawa T., Momomura S., Mochizuki T., Kohmoto O., Aoyagi T., Matsui H., Ikenouchi H., Sakamoto T. & Sugimoto T. *Doppler echocardiographic-determined changes in left ventricular diastolic filling flow velocity during the lower body positive and negative pressure method*. Am J Cardiol 65: 237–241, 1990.
- [42] Takenaka K., Suzuki Y., Uno K., Sato M., Komuro T., Haruna Y., Kobayashi H., Kawakubo K., Sonoda M., Asakawa M., Nakahara K. & Gunji A. *Effects of rapid saline infusion on orthostatic intolerance and autonomic tone after 20 days bed rest*. Am J Cardiol 89: 557 – 561, 2002.
- [43] Tang W.H.W. & Tong W. *Measuring impedance in congestive heart failure: Current options and clinical applications*. Am. Heart J. 157: 402 – 411, 2009.
- [44] Tarvainen M.P., Ranta-aho P.O. & Karjalainen P.A. *An advanced detrending method with application to HRV analysis*. IEEE Trans Biomed Eng 49: 230–236, 2002.
- [45] *Task force of the European Society of Cardiology and the North American Society of Pacing and Electrophysiology*. Heart rate variability, standards of measurement, physiological interpretation and clinical use. Circulation 93: 1043-1065, 1996.
- [46] Tresguerres J.A.F. *Fisiología Humana*. Tercera Edición. Mc Graw Hill Interamericana Editores, S.A. de C.V., México, D.F., 2005.

- [47] Wijeyesundera D.N., Butler G.C., Ando S., Pollard M.J., Picton P. & Floras J.S. *Attenuated cardiac baroreflex in men with presyncope evoked by lower body negative pressure*. Clin Sci 100: 303–309, 2001.

Al Dr. Salvador Carrasco Sosa, por transmitir sus conocimientos y apoyarme en la realización de este trabajo, pero principalmente por brindarme su amistad y sus consejos.

A la Dra. Claudia Lerma González y al Dr. Juan Carlos Echeverría Arjonilla, por la dedicación y tiempo entregado a este trabajo, pero sobre todo por ayudarme a darle el toque final, mejorándolo notablemente.

A la Comisión Nacional de Ciencia y Tecnología (CONACYT), por la beca número: (CVU/Becario) 297749/225069 otorgada durante mis estudios de Maestría en Ciencias (Ingeniería Biomédica).

A mis amigos y compañeros del posgrado; Juan, David, Fabián, Rodrigo, Sergio, Ale, Paco, Jaime, Ronald, Oscar, Nacho, Nade, Laura, Edgar, Albino, Desiré, Memo, etc.... por brindarme momentos agradables con su amistad.

Ale y Paco por brindarme parte de sus conocimientos, que fueron parte esencial para desarrollar este trabajo.

Al maestro Gil y al maestro Nacho, porque con su creatividad y conocimiento hacen reales los pensamientos ingenieriles.

A mi familia y a todas aquellas personas que forman parte de mi vida...

¡¡¡MUCHAS GRACIAS!!!



Casa abierta al tiempo

Universidad Autónoma Metropolitana *Metropolitana*
División de Ciencias Básicas e Ingeniería
Posgrado en Ingeniería Biomédica

**Aplicación de presión positiva y negativa de
manera continua y lineal en los miembros
inferiores para el estudio de la función autonómica
cardiovascular**

Tesis que presenta
Luis Javier López Flores

Para la obtención del grado de
Maestro en Ciencias (Ingeniería Biomédica)

Asesor: **Dr. Salvador Carrasco Sosa**

Sinodales:

Presidente: **Dra. Claudia Lerma González**

INCICH

Secretario: **Dr. Juan Carlos Echeverría Arjonilla**

UAM-I

Vocal: **Dr. Salvador Carrasco Sosa**

UAM-I

México DF, 14 de Diciembre de 2011