

Resumen

Antecedentes El método de compensación de volumen permite evaluar cambios a corto plazo en la presión arterial (Pa) y obtener parámetros hemodinámicos a partir del análisis de la onda de presión. Usualmente el método se emplea en una arteria digital (en el dedo), donde la presión generada en un manguito inflable compensa la onda de Pa y mantiene el volumen sanguíneo constante, determinado mediante una señal fotopleletismográfica (señal PPG). La validez de las mediciones de Pa reposa sobre una calibración previa para determinar la llamada PPG_{ref} , correspondiente a la máxima “compliance” arterial (definida como la relación $\Delta PPG/\Delta Pa$). Un sistema de control a lazo cerrado genera la onda de presión en el manguito de forma garantizar la constancia de PPG en torno a PPG_{ref} durante las mediciones. Sin embargo, dado que la compliance puede variar en el corto plazo, el método requiere interrupciones frecuentes para realizar nuevas calibraciones que garanticen la validez de las mediciones. Para superar esta limitación se propuso el método vibracional, pero su validación e implementación nunca fueron llevados a cabo. El método consiste en superponer vibraciones de alta frecuencia en la presión del manguito y medir la respuesta en PPG a esta frecuencia. Si los cambios en la compliance se reflejan en las vibraciones de alta frecuencia y se correlacionan con el método oscilométrico (considerado “gold standard”), dispondríamos de un método para la evaluación simultánea de la Pa y la compliance. A su vez, la evaluación de la compliance permitiría adaptar el control a lazo cerrado y corregir automáticamente el valor de PPG_{ref} (referencia adaptativa).

Objetivos Contribuir al desarrollo metodológico e instrumental del método de compensación de volumen que permita la identificación de cambios hemodinámicos y la adaptación del dispositivo a los mismos, de manera de obtener mediciones simultáneas e ininterrumpidas de presión y compliance arterial.

Resultados instrumentales Se implementó un dispositivo compuesto por un generador de ondas de presión (válvula proporcional, compresor y manguito inflable), un fotopleletismógrafo y un microcontrolador que ejecuta un sistema de control. Dicho control se diseñó con una estructura en cascada que incluye un *control interno* asociado a la dinámica del generador de ondas de presión (actuador), y un *control externo* asociado a la dinámica de la pared arterial (planta). Esta estructura permitió identificar estas dinámicas y usar esta información para diseñar los controles, especificando además la velocidad de respuesta y el margen de estabilidad del control a lazo cerrado. Ante cambios en el sistema, se actualizan los parámetros del control de forma de garantizar la mayor velocidad de respuesta y la estabilidad ante señales de entrada con un amplio rango de frecuencias.

Se realizaron protocolos experimentales para analizar la respuesta del generador de ondas de presión frente a trenes de pulso. Se observó que, con el control interno a lazo abierto, existe una relación sigmoidea entre las señales de salida (mmHg) y las de entrada (V), con frecuencias de corte fc (indicadora de la velocidad de respuesta) menores a 5 Hz. A lazo cerrado, se linealizó la respuesta ($r^2 = 0.968$), y la fc se ubicó entre 16 y 19 Hz (en torno de presiones de diseño del control), valores adecuados para reproducir la onda de presión arterial. La precisión fue estimada a partir del parámetro E (la diferencia normalizada de áreas entre la presión deseada y la obtenida), que resultó $< 10\%$. El error porcentual de repetibilidad, en un tren de 3 pulsos, fue de $6 \pm 4\%$ y $4 \pm 1.5\%$ para fc y E respectivamente.

En voluntarios, la evaluación del control externo para compensar la onda de volumen se realizó cuantificando su capacidad de mantener PPG en torno a PPG_{ref} . Se observó que, al cerrar el lazo, el área de la diferencia entre PPG y PPG_{ref} fue atenuada al 5 % con respecto al área a lazo abierto.

Resultados metodológicos Para implementar el método vibracional se superpusieron vibraciones de 21 Hz en la señal de presión. La validación del método se realizó en 11 voluntarios comparando, a lazo abierto, las presiones en el dedo índice P_v y P_o , correspondientes a la máxima compliance, de acuerdo a los métodos vibracional y oscilométrico respectivamente. Se verificó una buena correlación lineal ($r^2 = 0.92$) y buena comparación con el análisis de Bland-Altman (media ± 2 DS < 15 mmHg) entre P_v y P_o . Resultados preliminares en 3 voluntarios, a lazo cerrado, mostraron la factibilidad de la evaluación simultánea de la presión arterial y la compliance al introducir vibraciones de alta frecuencia. Se observó que el sistema de control se mantuvo estable y, al variar las condiciones experimentales, los cambios en la compliance fueron los esperados.

Para implementar la referencia adaptativa se generó una referencia flotante mediante cambios continuos en PPG_{ref} (intervalos configurables de 3 a 6 s) y de pequeña amplitud (1 a 5% de la amplitud de PPG a lazo abierto). Si el cambio introducido en PPG_{ref} genera una disminución (o un aumento) en la compliance, se invierte (o mantiene) el signo del cambio. De esta forma se dirigen continuamente los cambios hacia la nueva PPG_{ref} , correspondiente a la máxima compliance. El método fue evaluado a través de un protocolo experimental en 7 voluntarios en los que se generaron variaciones en la compliance mediante maniobras instrumentales (cambios manuales de PPG_{ref}) o fisiológicas (vasodilatación mediada por flujo). Los resultados mostraron cambios de compliance y Pa esperables y compatibles con la bibliografía.

Conclusiones Se demostró que los cambios en la compliance arterial pueden ser evaluados con el método vibracional. Este método fue implementado, junto con el método de compensación de volumen, en un dispositivo cuyo diseño permite actualizar los parámetros del control y obtener mediciones estables de presión y compliance arterial simultáneamente. Además, la evaluación continua de la compliance permitió adaptar el dispositivo al punto de máxima compliance sin interrumpir las mediciones.

Abstract

Background. The volume-compensation method allows the evaluation of short-term changes in blood pressure (Pa) and obtaining hemodynamic parameters from the pressure wave analysis. Usually the method is used in the digital artery (finger), where the pressure generated in an inflatable cuff compensates the Pa wave and keeps the blood volume constant, determined by a photoplethysmographic signal (PPG signal). The validity of the measurements of Pa rests on a previous calibration to determine PPG_{ref} , corresponding to the maximum arterial compliance (defined as the ratio $\Delta PPG/\Delta Pa$). A closed loop control system generates the pressure wave in the cuff so PPG is clamped to PPG_{ref} during the measurements. However, since compliance can vary in the short term, the method requires frequent interruptions to perform new calibrations that guarantee the validity of the measurements. To overcome this limitation, the vibrational method was proposed, but its validation and implementation were never carried out. The method consists of superimposing high frequency vibrations on the cuff pressure and measuring the PPG response at this frequency. If the changes in the compliance are reflected in the high frequency vibrations and correlate with the oscillometric method (considered gold standard), we would have a method for the simultaneous evaluation of Pa and compliance. In turn, the evaluation of the compliance would allow to adapt the closed loop control and automatically correct the value of PPG_{ref} (adaptive reference).

Objectives Contribute to a methodological and instrumental development of the volume compensation method that allows the identification of hemodynamic changes and the adaptation of the device to them, in order to obtain simultaneous and uninterrupted measurements of blood pressure and compliance.

Instrumental results A device composed of a pressure wave generator (proportional valve, compressor and inflatable sleeve), a photoplethysmograph and a microcontroller that executes a control system was implemented. This control was designed with a cascade structure that includes an *internal control* associated with the dynamics of the pressure wave generator (actuator), and an *external control* associated with the dynamics of the arterial wall (plant). This structure allowed to identify these dynamics and to use this information to design the controls, specifying, additionally, the speed of response and the stability margin of the closed loop control. In the event of changes in the system, the control parameters are updated in order to guarantee the highest response speed and stability to input signals within a wide range of frequencies.

Experimental protocols were carried out to analyze the response of the pressure wave generator to pulse trains. It was observed that, with the internal control at open loop, there is a sigmoidal relationship between the output signals (mmHg) and the input signals (V), with cut-off frequencies fc (indicator of the response speed) less than 5 Hz. At closed loop, the response was linearized ($r^2 = 0.968$), and the fc resulted between 16 and 19 Hz (around control design pressures), adequate values to reproduce the blood pressure wave. The precision was estimated from parameter E (the normalized difference of areas between the desired pressure and the obtained pressure), which was $< 10\%$. The percentage error of repeatability, in a train of 3 pulses, was $6 \pm 4\%$ and $4 \pm 1.5\%$ for fc and E respectively.

In volunteers, the evaluation of the external control to compensate the volume wave was made quantifying its ability to maintain PPG around PPG_{ref} . It was observed that, when closing the loop, the area of the difference between PPG and PPG_{ref} was attenuated to 5% with respect to the open loop area.

Methodological results To implement the vibrational method, 21 Hz vibrations were superimposed on the pressure signal. The validation of the method was carried out in 11 volunteers comparing, at open loop, the pressures Pv and Po at the index finger, corresponding to the maximum compliance, according to the vibrational and oscillometric methods respectively. It was verified a good linear correlation ($r^2 = 0.92$) and a good comparison with the Bland-Altman analysis (mean ± 2 SD < 15 mmHg) between Pv and Po . Preliminary results in 3 volunteers, at closed loop, showed the feasibility of simultaneous evaluation of blood pressure and compliance by introducing high frequency vibrations. It was observed that the control system remained stable and, as the experimental conditions changed, the changes in compliance were as expected.

To implement the adaptive reference, a floating reference was generated by continuous changes in PPG_{ref} (configurable intervals of 3 to 6 s) and of small amplitude (1 to 5% of the amplitude of PPG pulses at open loop). If the change introduced in PPG_{ref} generates a decrease (or an increase) in compliance, the sign of the change is reversed (or maintained). In this way, changes are continually directed towards the new PPG_{ref} , corresponding to maximum compliance. The method was evaluated through an experimental protocol in 7 volunteers in which variations in compliance were generated by instrumental maneuvers (manual changes of PPG_{ref}) or physiological (flow-mediated vasodilation). The results showed changes in compliance and Pa as expected and compatible with the literature.

Conclusions It was shown that changes in arterial compliance can be evaluated with the vibrational method. This method was implemented, together with the volume compensation method, in a device whose design allows to update the control parameters and obtain stable measurements of arterial pressure and compliance simultaneously. In addition, the continuous assessment of compliance allowed adapting the device to the point of maximum compliance without interrupting the measurements.

ÍNDICE DE CONTENIDO

Resumen.....	i
--------------	---

INTRODUCCIÓN.....1

Capítulo 1. Fisiología del sistema arterial	3
1.1 Función del sistema arterial	3
1.2 Histología de la pared arterial	4
1.3 Regulación del diámetro arterial	5
1.4 Arterias elásticas y musculares.....	7
1.5 Remodelación de la pared arterial	7
1.6 Relación presión-volumen arterial y compliance	8
1.7 Propagación de la onda de presión: velocidad y amplificación	9
1.8 Modelo dinámico de la pared arterial.....	11
1.9 Resumen: comparación entre grandes y pequeñas arterias	12
Capítulo 2. Técnica de fotopletoptografía (PPG) y su relación con el volumen arterial.....	13
2.1 Origen de la señal de PPG	13
2.2 PPG: variaciones rápidas y lentas	13
2.3 Medición en el dedo	14
2.4 Acondicionamiento de la señal	15
Capítulo 3. Medición de la presión arterial: método de compensación de volumen.....	16
3.1 Métodos para la medición de la presión arterial	16
3.1.1 Auscultatorio	16
3.1.2 Oscilométrico	16
3.1.1 Tonometría.....	16
3.2 Método de compensación de volumen	17
3.1 Aplicaciones	17
3.2 Versiones comerciales y precios	18
3.3 Validación clínica	19
3.4 Limitaciones	19
Capítulo 4. Método de compensación de volumen: variantes en su implementación	20
4.1 Calibración	20
4.1.1 Calibración inicial	20
4.1.2 Variantes metodológicas.....	20
4.1.3 Recalibración	22
4.1.4 Resumen.....	23
4.2 Generador de ondas de presión	24
4.2.1 Actuador neumático: válvula proporcional.....	24
4.2.2 Actuador hidráulico	24
4.2.3 Actuador neumático: lineal.....	24
4.2.4 Actuador mecánico: lineal	25
4.2.5 Resumen.....	25
4.3 Sistema de control	25
4.3.1 Estructura del control: uno y dos lazos	25
4.3.2 Métodos de diseño del control	26
4.3.3 Resumen.....	27
4.4 Otros sitios de medición (por presurización local)	28
Capítulo 5. Método vibracional para la recalibración: limitaciones.....	30
5.1 Método Vibracional	30
5.1.1 A lazo abierto	30
5.1.2 A lazo cerrado	31
5.2 Limitaciones	31
5.3 Conclusión.....	31

OBJETIVOS.....	33
Objetivos.....	35
5.4 Objetivo general	35
5.5 Objetivos particulares.....	35
RESULTADOS INSTRUMENTALES.....	37
Capítulo 6. Dispositivo desarrollado: hardware y software.....	39
6.1 Fuente de alimentación	40
6.2 Microcontrolador.....	40
6.2.1 Comunicación con los periféricos	40
6.2.2 Comunicación con la PC y GUI (interfaz gráfica de usuario)	40
6.3 Generador de ondas de presión	41
6.3.1 Válvula proporcional.....	41
6.3.2 Compresor.....	42
6.3.3 Transductor de presión	42
6.3.4 Manguito inflable	42
6.4 Fotopleetismógrafo.....	42
6.5 Costo de los componentes.....	43
6.6 Conclusión.....	43
Capítulo 7. Caracterización a lazo abierto del generador de ondas de presión.....	44
7.1 Introducción.....	44
7.2 Materiales y método.....	45
7.2.1 Protocolo de excitación	45
7.2.2 Variables analizadas	46
7.3 Resultados	46
7.3.1 Análisis estático.....	47
7.3.2 Análisis dinámico.....	47
7.3.3 Análisis del ruido	48
7.4 Discusión y Conclusión	50
Capítulo 8. Diseño del sistema control.....	51
8.1 Definición del problema de control.....	52
8.2 Inclusión de la dinámica del actuador: control en cascada.....	53
8.3 Identificación para el control	54
8.3.1 Medición de las señales.....	54
8.3.2 Elección del modelo y rango de los parámetros	55
8.4 Diseño del Control.....	56
8.4.1 Método de "loop shaping".....	56
8.4.2 Parámetros usados para el diseño de los controles	57
8.4.3 Diseño del control inicial	59
8.4.4 Rediseño del control	60
8.5 Adaptación de la referencia (recalibración).....	60
8.5.1 Método vibracional: medición de cambios en compliance.....	60
8.5.2 Algoritmo de adaptación de la referencia	61
8.6 Implementación sistema completo.....	62
Capítulo 9. Evaluación a lazo cerrado del dispositivo.....	64
9.1 Evaluación del generador de ondas de presión.....	64
9.1.1 Protocolo de excitación	64
9.1.2 Variables analizadas y análisis estadístico	65
9.1.3 Resultados: linealidad del generador.....	65
9.1.4 Resultados: Velocidad de respuesta, error y repetibilidad del generador	66
9.1.5 Conclusiones y discusión.....	67
9.2 Evaluación del sistema de control: mediciones en voluntarios.....	67
9.2.1 Inicialización.....	67

9.2.2 Compensación de la onda de volumen y rediseño del control	68
9.2.3 Implementación del método vibracional con referencia adaptativa	69
9.2.4 Identificación de las dinámicas del actuador y la planta	70
9.2.5 Rediseño de C_i y C_e utilizando las dinámicas identificadas	71
9.2.6 Conclusión	71
<hr/>	
RESULTADOS METODOLÓGICOS	73
Capítulo 10. Validación de la evaluación de la compliance con el método vibracional	75
10.1 Introducción	75
10.2 Materiales y métodos	75
10.2.1 Protocolo de medición	75
10.2.2 Cálculo de los parámetros y procesamiento de las señales	76
10.2.3 Análisis estadístico	77
10.3 Resultados	77
10.4 Discusión	79
10.5 Conclusión	80
Capítulo 11. Métodos de compensación de volumen y vibracional con referencia adaptativa en protocolos experimentales	81
11.1 Introducción	81
11.2 Protocolos experimentales	81
11.2.1 Análisis estadístico	82
11.3 Resultados	82
11.4 Discusión y conclusión	86
<hr/>	
CONCLUSIÓN	87
Conclusión	89
Conclusión general	89
<hr/>	
ANEXOS	91
Anexo A. Teoría del control	93
Diseño y análisis del control	93
Funciones de transferencia	93
Transferencia de lazo L	94
Sensibilidad S	96
Sensibilidad complementaria T	98
Sensibilidad al ruido N	99
Sensibilidad a perturbación de carga	100
Resumen	101
Arquitecturas de sistemas de control	101
Diseño con prealimentación (feedforward)	101
Control en cascada: varios sensores	103
Control de rango medio: varios actuadores	103
Búsqueda de extremo	104
Sintonización automática y control adaptativo	104
Identificación del proceso	105
Identificación para control	105
Método de error de predicción o cuadrados mínimos	105
Última ganancia	106
"Relay feedback" o "describing functions"	106
Cálculo de los parámetros de un proceso de primer orden	106

Estructura del control.....	107
Control PID	107
Control PI.....	107
Diseño del control PI	108
Especificaciones de robustez y performance.....	108
Especificación de frecuencia de cruce y margen de fase	108
Especificación del rechazo a perturbaciones	109
Implementación del control.....	109
“Windup” del integrador	110
Filtrado del término derivativo	110
Pesado de la señal de referencia.....	110
Implementación en computadora: discretización	110
Implementación en computadora: cuantificación digital.....	111

REFERENCIAS.....113

Referencias	115
--------------------------	------------

INTRODUCCIÓN

Capítulo 1. FISIOLOGÍA DEL SISTEMA ARTERIAL

En este Capítulo se presentan nociones básicas de la fisiología del sistema arterial, que ayudan a la comprensión de las metodologías discutidas en el resto de la Tesis.

En primer lugar se describen los componentes de la pared arterial y se distinguen las arterias elásticas de las musculares. Estas últimas se ubican en la periferia, son pequeñas y permiten, a partir de la variación del tono del músculo liso vascular, la regulación del flujo y la presión sanguíneos en pocos segundos, modificando su diámetro. Entonces, la relación entre estos parámetros es, además de no lineal, variante en el tiempo y dependiente del sitio de medición. Dada su complejidad, existen distintos modelos que describen la relación entre la presión y volumen arterial. Esta relación es utilizada para definir la compliance, cuyo máximo valor se observa cuando la presión externa y arterial son iguales. Esta característica permite medir la presión arterial de forma indirecta, mediante la aplicación de una presión externa, por ejemplo con el método de compensación de volumen.

Por otro lado, la presión y el flujo sanguíneos se propagan por el sistema arterial como una onda, cuya forma se distorsiona debido a las características mecánicas de la pared arterial. A partir de la relación entre estas variables, y los modelos utilizados para describirlos, se definen parámetros de interés clínico con información sobre el estado hemodinámico y el riesgo cardiovascular de un individuo. Para comparar estos parámetros es necesario conocer el sitio de medición, el tono del músculo liso vascular y el punto de trabajo donde fue medido.

En los siguientes Capítulos, se analizan distintos métodos para la medición de estas variables.

1.1 Función del sistema arterial

El sistema arterial es el conjunto de vasos que transportan la sangre eyectada del corazón hacia órganos vitales como el cerebro y el mismo corazón, además de los músculos y el resto de los órganos. Tiene una estructura de árbol, que nace en los ventrículos y se distribuye por todo el cuerpo, Fig. 1.1.

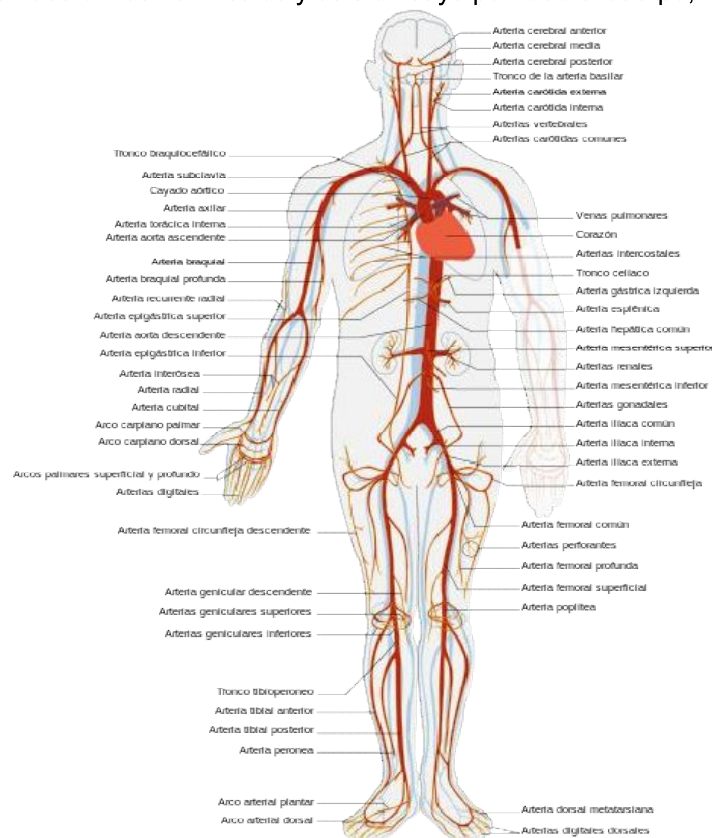


Fig. 1.1 – Diagrama simplificado del sistema arterial humano en vista anterior. Las propiedades mecánicas de las arterias varían a medida que se alejan del corazón.

En cada latido, la contracción del corazón genera una presión y flujo que se transmiten por las arterias como ondas, Fig. 1.2, permitiendo la circulación de sangre. Se llaman presión sistólica, P_s , y diastólica, P_d , al máximo y mínimo de la onda de presión arterial durante los períodos de contracción y relajación cardíacos, respectivamente. Las arterias, además de transportar sangre, atenúan la pulsatilidad de la presión y regulan el flujo variando su diámetro, en función de las necesidades del organismo. Esta adaptación puede explicarse a partir de los componentes de la pared arterial.

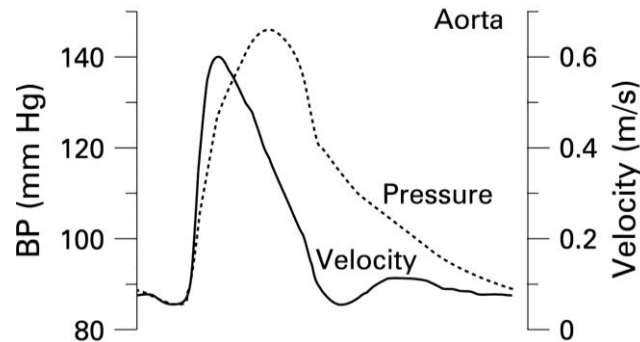


Fig. 1.2 – Ondas de presión arterial (BP, "Pressure") y flujo sanguíneo ("Velocity") medidas en simultáneo en la aorta humana (Murakami and Morimoto, 2009). Las arterias atenúan la pulsatilidad de estas señales y pueden regular el flujo variando su diámetro

1.2 Histología de la pared arterial

La pared arterial está formada por diferentes capas: íntima, media y adventicia, Fig. 1.3. La capa más interna (íntima) está cubierta por una monocapa de células endoteliales que están en contacto con la sangre y responde a cambios en el flujo sanguíneo. Una lámina de proteínas de elastina separa la íntima de la capa media, compuesta de células de músculo liso vascular (con inervación del sistema nervioso autónomo simpático) y fibras de colágeno. Por último, la adventicia es un conjunto de tejido conectivo, lipocitos y fibroblastos. La pared de grandes y medianas arterias tiene una red de pequeños vasos ("vasa vasorum") que alimenta los tejidos de las diferentes capas.

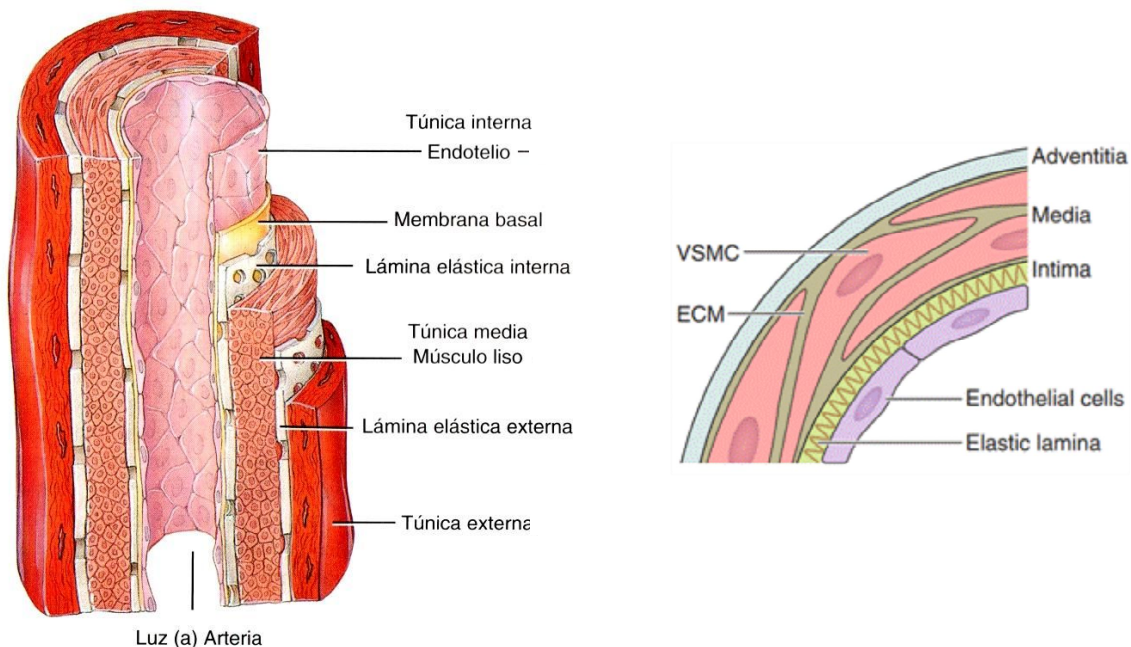


Fig. 1.3 – Componentes principales de la pared arterial, en diferentes vistas (Lacolley, et al., 2017). En la capa íntima se encuentran las células endoteliales y la lámina elástica (fibras de elastina). La capa media contiene las células del músculo liso vascular (VSMC) junto a la matriz extracelular (ECM) que contiene principalmente colágeno y elastina. La túnica externa o adventicia es un conjunto de tejido conectivo, lipocitos y fibroblastos.

El músculo liso vascular permite regular el diámetro arterial de forma activa, mientras que los componentes pasivos (fibras de colágeno y elastina) presentan un comportamiento no lineal protegiendo a la arteria de una sobredistensión ante presiones arteriales elevadas.

1.3 Regulación del diámetro arterial

La regulación miogénica del diámetro arterial permite modificar la resistencia al flujo de sangre y así adaptar la presión y el flujo sanguíneos, de acuerdo a la Ley de Poiseuille, Fig. 1.4, ante distintas situaciones en pocos segundos. Para esto, el músculo liso vascular tiene un tono basal, que permite su dilatación o constricción por medio de una regulación a nivel local y nivel sistémico.

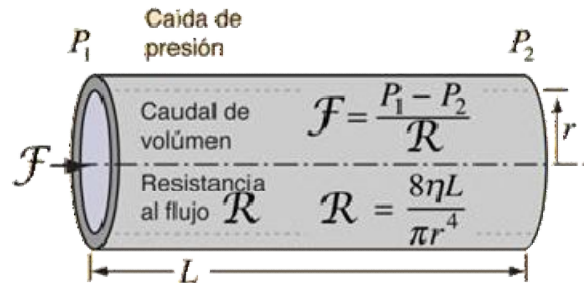


Fig. 1.4 – Según la Ley de Poiseuille, para un flujo laminar, el caudal F está dado por la diferencia de presión P_1 y P_2 dividida por la resistencia al flujo R . Esta resistencia depende linealmente de la viscosidad η y la longitud L , e inversamente a la cuarta potencia del radio r . Esta relación explica cómo es posible regular el flujo y la presión arteriales con un pequeño cambio en el diámetro arterial.

En primer lugar, la regulación local del diámetro arterial está mediada por un mecanismo de origen miogénico (por frío o estiramiento, por ejemplo ante una hipotensión ortostática) y por factores vasoactivos (liberados por el endotelio y el tejido que rodea los vasos, Fig. 1.5, por ejemplo ante hipoxia o isquemia). El principal factor relajante del tono vascular es el óxido nítrico, liberado por el endotelio ante un aumento de la tensión de cizallamiento producida por el flujo sanguíneo, Fig. 1.6.

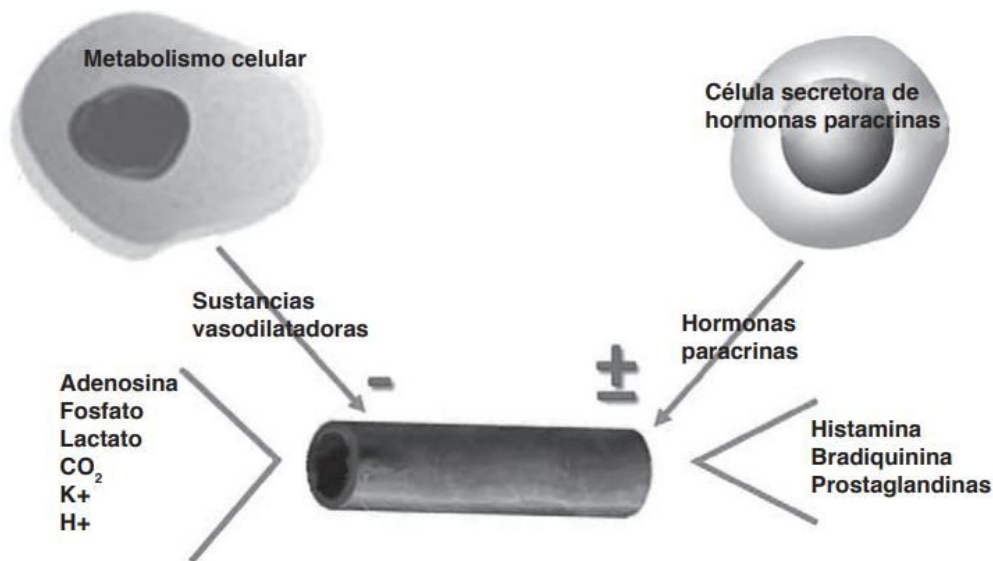


Fig. 1.5 – Sustancias vasoactivas producidas por los tejidos que rodean a las arteriolas. Algunas sustancias provienen del metabolismo celular (con acción vasodilatadora) y otras son secretadas como hormonas parácrinas (con efecto vasoconstrictor o vasodilatador) (Gómez LLambí and Piskorz, 2013).

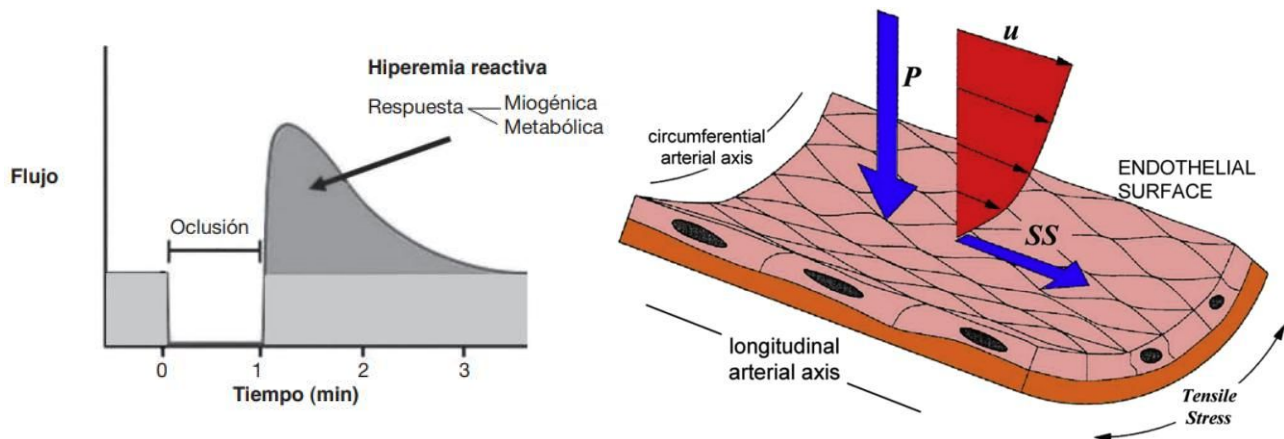


Fig. 1.6 – Hiperemia reactiva. Izquierda: la oclusión arterial seguida de una reperfusion lleva a un aumento transitorio del flujo sanguíneo (Gómez LLambí and Piskorz, 2013). Derecha: la superficie endotelial ("endothelial surface") responde al aumento del esfuerzo de corte (SS , "shear stress") debido a la velocidad (u) del flujo sanguíneo en el eje longitudinal ("longitudinal arterial axis"). Por otro lado, la presión arterial (P) genera un esfuerzo de tracción ("Tensile stress") en el eje circunferencial ("circumferential arterial axis") (Zaromytidou, et al., 2016).

En segundo lugar, la regulación sistémica del diámetro arterial se realiza a través de la inervación del músculo liso vascular por el sistema nervioso autónomo simpático (que genera respuestas rápidas) y del sistema endócrino (que produce modificaciones más duraderas), Fig. 1.7. Estos mecanismos integran (en el bulbo, hipotálamo y corteza cerebral) las vías aferentes (barorreceptores, quimiorreceptores, termorreceptores) y eferentes (riñón, corazón, vasos) distribuidas por el cuerpo.

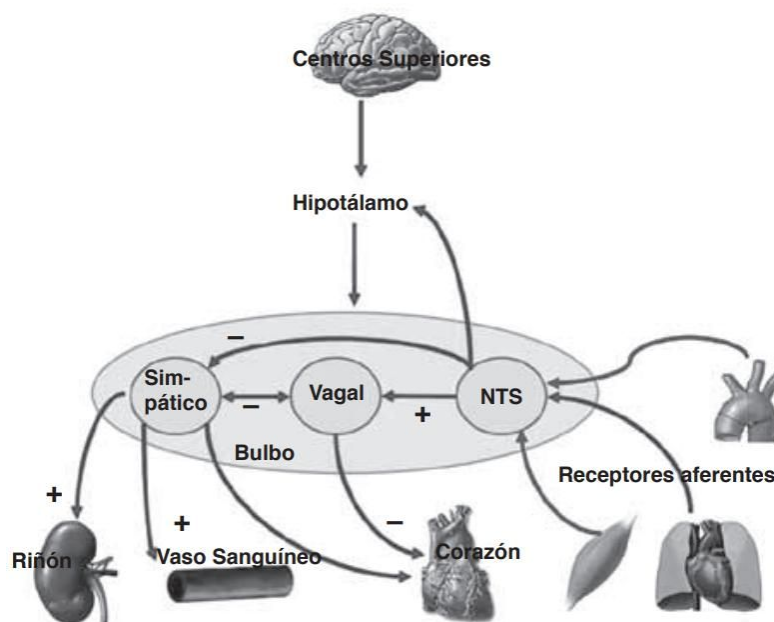


Fig. 1.7 – Esquema de las interconexiones autonómicas simpáticas y parasimpáticas. El centro principal es el bulbo, donde llegan las aferencias, en particular al *NTS* (Núcleo del Tracto Solitario). En este núcleo existen vías inhibitorias simpáticas y excitatorias vagales, predominando unas u otras dependiendo de la intensidad de las aferencias que le llegan. Existe también un control de los centros superiores (cerebro e hipotálamo) (Gómez LLambí and Piskorz, 2013).

En conclusión, la actividad del músculo liso vascular está muy regulada, Fig. 1.8, y tiene un rol principal en arterias periféricas, como se verá a continuación.

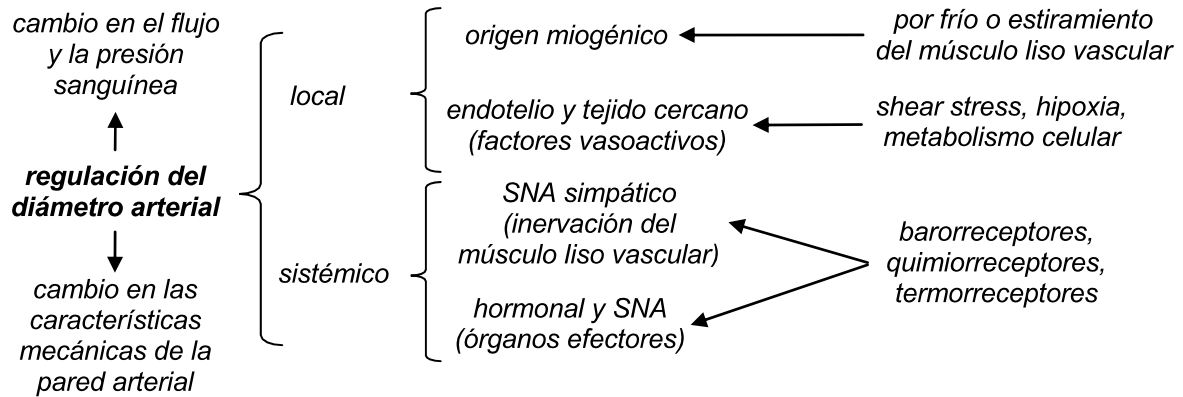


Fig. 1.8 – Esquema que resume los mecanismos que permiten la regulación del diámetro arterial a través de la variación del tono del músculo liso vascular.

1.4 Arterias elásticas y musculares

A medida que las arterias se alejan del corazón, sus características varían. En particular, hacia la periferia la composición de la pared arterial presenta un aumento del porcentaje de músculo liso respecto al colágeno y elastina, y además aumenta el porcentaje de colágeno respecto a la elastina. Esto permite clasificar a las grandes y pequeñas arterias en elásticas y musculares, respectivamente. Las arterias elásticas están más cerca del corazón y regulan su diámetro pasivamente debido a cambios de presión, mientras que las arterias musculares se encuentran en la periferia y tienen una mayor regulación activa de su diámetro (cambios en el tono muscular).

Por otro lado, hacia la periferia disminuye la relación entre el radio interior arterial y el espesor de la pared. De acuerdo a la Ley de Laplace, Fig. 1.9, para una arteria podemos escribir

$$T = \frac{P \cdot r}{h} \tag{1.1}$$

donde T es la tensión, P es la presión transmural, r es el radio interno y h es el espesor. Esto implica una disminución en la tensión que soporta la pared de las arterias periféricas musculares, es decir, el músculo liso está menos tensionado y las células musculares pueden regular su diámetro con mayor facilidad.

En conclusión, estas características permiten explicar por qué la adaptabilidad del músculo liso se realiza en arterias periféricas.

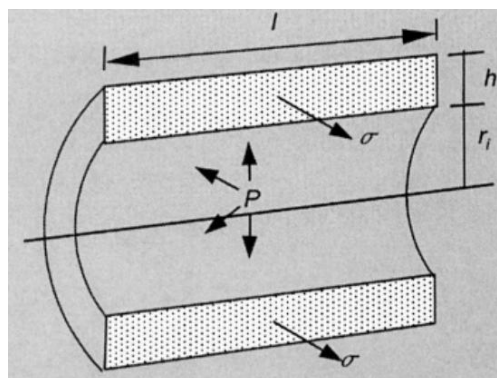


Fig. 1.9 – La Ley de Laplace aplicada a una arteria de longitud l , relaciona la tensión σ sobre la pared arterial respecto a su radio interno r_i , presión transmural P y espesor h . En consecuencia, en las arterias periféricas el músculo liso está menos tensionado lo que permite una mayor regulación de su diámetro (Westerhof, et al., 2010).

1.5 Remodelación de la pared arterial

La remodelación de las pequeñas arterias, como alteraciones estructurales y/o funcionales del endotelio vascular, es una de las primeras manifestaciones de daño en los órganos blanco en la hipertensión arterial, además de presentarse mucho antes de que se identifiquen patologías, como la arteriosclerosis, la hipercolesterolemia y la diabetes. Dada la significancia pronóstica de la disfunción endotelial en eventos

cardiovasculares y numerosas enfermedades, actualmente el estudio de marcadores para su diagnóstico temprano es un campo de investigación en continua expansión (Gómez LLambí and Piskorz, 2013).

La funcionalidad endotelial se suele estudiar utilizando diferentes métodos que evalúan la vasodilatación dependiente del endotelio (Matsuzawa, et al., 2013), como la dilatación mediada por flujo, Fig. 1.6. Sin embargo cada una de estas técnicas presenta limitaciones, en particular con respecto a la estandarización, además de ser complejas y costosas, lo que limita su aplicación clínica (Greenland, et al., 2010).

1.6 Relación presión-volumen arterial y compliance

Si consideramos un segmento de la pared arterial como un cilindro con volumen V , este se deformará en función de la fuerza neta ejercida sobre la pared arterial. Esta fuerza depende de la presión dentro de la arteria (presión arterial, P_a) y la presión externa P_e . Se llama presión transmural P_{tm} a la diferencia entre P_a y P_e .

La relación V - P_{tm} en arterias muestra un comportamiento estático con forma sigmoidea, Fig. 1.10, que puede explicarse de la siguiente manera. En condiciones de reposo (a presión transmural fisiológica y tono vascular basal), la elastina y músculo liso dominan el comportamiento del vaso, permitiendo a la arteria cierta distensión. Cuando P_a aumenta (y en consecuencia la P_{tm}), las fibras de colágeno limitan la sobredistensión de las arterias, protegiendo sus componentes estructurales y sus células. En el sentido contrario, al generar una presión externa (por ejemplo con un manguito inflable), P_{tm} y V disminuyen, hasta colapsar si se supera la presión sistólica.

Resulta interesante destacar que la derivada de V - P_{tm} alcanza su máximo cuando la presión transmural es cero, Fig. 1.10 (Drzewiecki, et al., 1997). En este punto la pulsatilidad arterial es máxima y la presión externa es igual al promedio de la presión arterial, Fig. 1.11. Esta propiedad es utilizada por el método oscilométrico y el método de compensación de volumen para la medición indirecta de la presión arterial (como será explicado en el Capítulo 3).

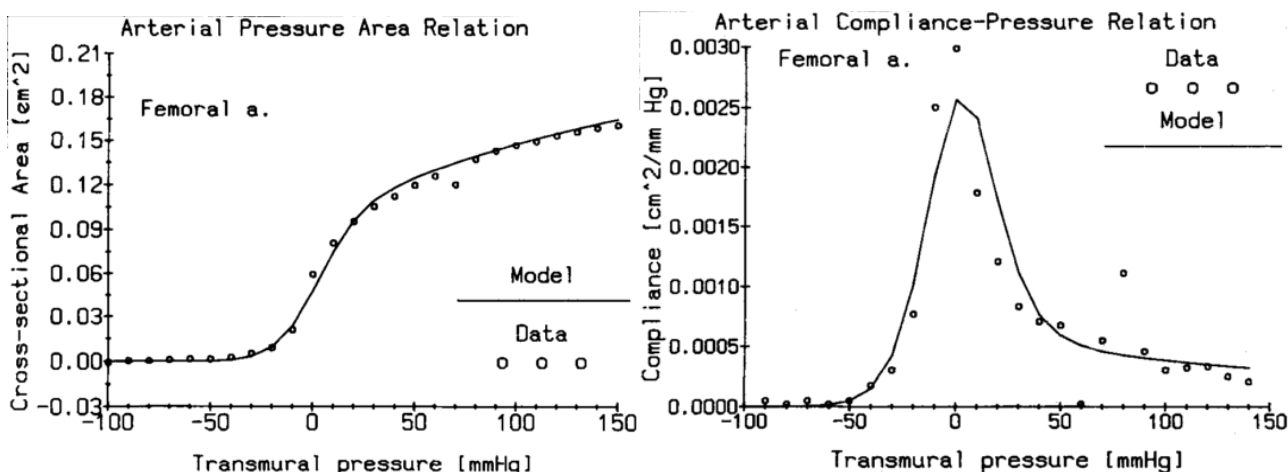


Fig. 1.10 – Área seccional ("cross-sectional area") (izquierda) y "compliance" (derecha) graficados vs presión transmural ("transmural pressure") para una arteria femoral canina in vitro (Drzewiecki, et al., 1994). La compliance alcanza su máximo cuando la presión transmural es cero. Esta propiedad es utilizada por el método oscilométrico para la medición indirecta de la presión arterial.

A continuación realizaremos algunas definiciones, ya que pueden diferir según distintos autores y las variables de interés. En primer lugar, llamaremos complacencia arterial C (o "compliance") a la relación entre un cambio de V respecto a un cambios de P_{tm} , que puede escribirse como

$$C = \frac{\Delta V}{\Delta P_{tm}} \quad (1.2)$$

También puede definirse en términos del área o diámetro arterial. La compliance se relaciona de forma inversa con la elastancia arterial E según

$$E = \frac{1}{C} = \frac{\Delta P_{tm}}{\Delta V} \quad (1.3)$$

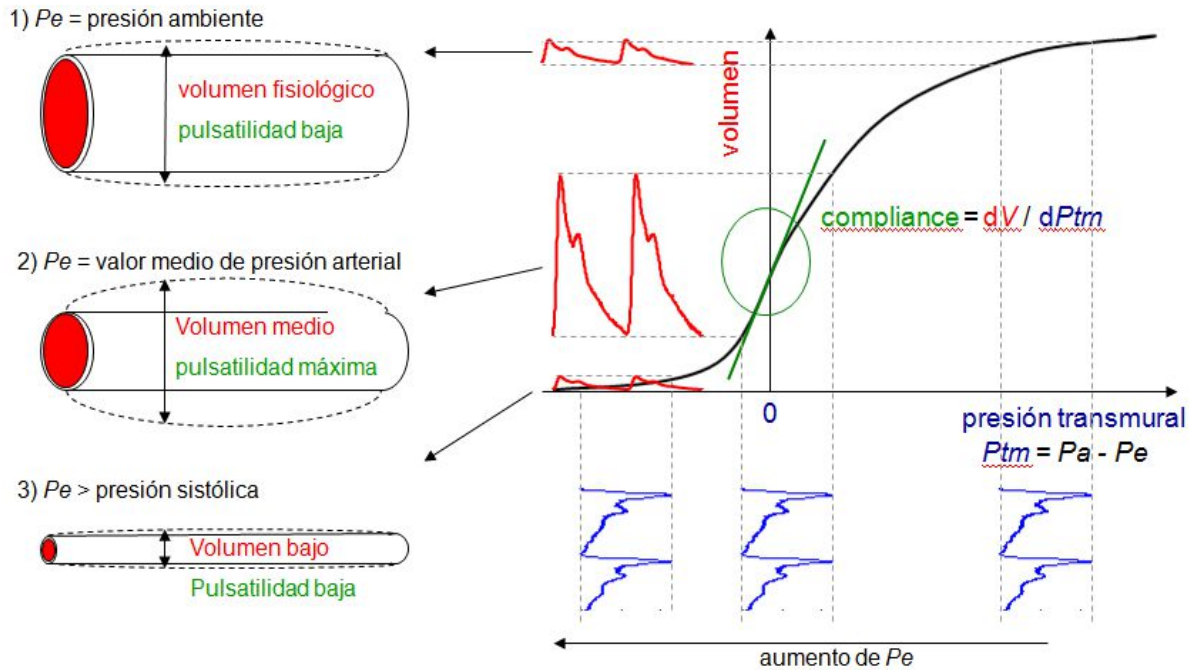


Fig. 1.11 – Relación entre volumen arterial (V) y presión transmural (P_{tm}). Al aplicar una presión externa (P_e) la compliance arterial es máxima cuando la presión transmural es cero, y entonces el valor medio de P_e es igual al valor medio de la presión arterial (P_a).

Si se normaliza C por el volumen, se obtiene la distensibilidad D ,

$$D = \frac{C}{V} \quad (1.4)$$

cuya inversa da lugar al módulo de compresibilidad ("bulk modulus") también llamado elasticidad volumétrica,

$$K = \frac{1}{D} = E \cdot V \quad (1.5)$$

Estos 4 parámetros describen al material y la estructura de las arterias. Para describir las propiedades del material independientemente de la estructura, se define el módulo de Young o módulo elástico E_y

$$E_y = \frac{\sigma}{\varepsilon} \quad (1.6)$$

donde σ es la tensión y ε a la deformación que sufre la arteria. Por ejemplo, para el colágeno E_y es unas 1000 veces mayor que para la elastina. También se define el módulo elástico incremental E_{inc} como E_y calculado en distintos puntos de la curva tensión-deformación, ya que la pared arterial es un material con un comportamiento no lineal.

Los parámetros E , E_y y K se relacionan de forma directa con la rigidez arterial, cuyo aumento está relacionado con la hipertensión y es además un indicador de la morbilidad y mortalidad en eventos cardíacos.

Por otro lado, para comparar cualquiera de los parámetros definidos es necesario conocer, además del sitio de medición y del tono del músculo liso vascular, el punto de trabajo (P_{tm} , V , σ , ε) donde fue medido.

1.7 Propagación de la onda de presión: velocidad y amplificación

Tanto la presión como el flujo generados por el corazón, viajan como ondas por todo el árbol arterial. La velocidad de propagación, PWV ("pulse wave velocity"), de estas ondas puede describirse según la ecuación de Moens-Korteweg como

$$PWV = \sqrt{\frac{h \cdot E_{inc}}{d \cdot \rho}} \quad (1.7)$$

donde h es el espesor de la pared arterial, E_{inc} es el módulo de Young incremental, d es el diámetro interno de la arteria y ρ es la densidad de la sangre. También se puede escribir PWV según la ecuación de Bramwell–Hill (Laurent, et al., 2006) como

$$PWV = \sqrt{\frac{V}{\rho \cdot C}} = \sqrt{\frac{V \cdot \Delta P}{\rho \cdot \Delta V}} \quad (1.8)$$

La velocidad de la onda de presión aumenta hacia arterias periféricas, con valores cercanos a 4 m/s en la aorta a más de 9 m/s en la arteria radial. Este aumento se debe a que en la periferia las arterias son más rígidas (disminuye C) y tienen una mayor relación espesor-diámetro (aumenta h/d), como se mencionó previamente.

Por otro lado, la onda que viaja desde la aorta hacia la periferia, se refleja en todas las discontinuidades arteriales, como bifurcaciones y estrechamientos. Esto da lugar a una onda reflejada resultado de la suma de todas las reflexiones. En cada sitio del árbol arterial, la onda de presión es igual la suma de la onda incidente y la onda reflejada, Fig. 1.12.

Es posible estimar la PWV de la onda incidente en la aorta a partir de la medición de la onda de presión en la arteria carótida y la arteria femoral. Se debe medir el intervalo de tiempo Δt entre los mínimos de cada onda, ya que en ese momento hay menos reflexiones. Conociendo la distancia ΔL entre ambos sitios de medición, se calcula $PWV = \Delta L / \Delta t$, Fig. 1.12.

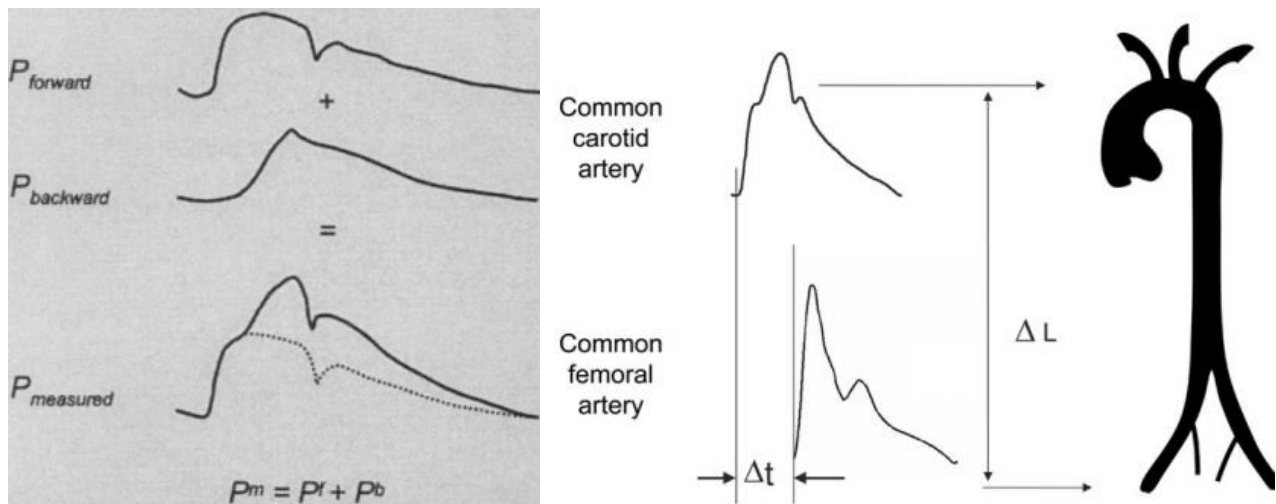


Fig. 1.12 – Izquierda: la onda de presión medida ($P_{measured}$) puede representarse como la suma de una onda incidente ($P_{forward}$) y una onda reflejada ($P_{backward}$) (Westerhof, et al., 2010). Derecha: La onda de presión en la arteria carótida común ("common carotid artery") demora un tiempo Δt en recorrer la distancia ΔL hasta la arteria femoral común ("common femoral artery") (Laurent, et al., 2006). La velocidad de la onda de pulso (PWV) puede calcularse como la relación entre ΔL y Δt .

Por último, hacia la periferia se observa una distorsión de la onda de presión, que puede explicarse a partir de la diferencia en PWV . Como las ondas viajan más rápido, el intervalo de tiempo de encuentro entre la onda incidente y la onda reflejada es menor. Esto resulta en una onda de presión con mayor P_s mientras que P_d y el valor medio de la presión arterial es levemente menor, y en consecuencia se observa una amplificación de la presión de pulso, definida como la diferencia entre P_s y P_d , Fig. 1.13 (Laurent, et al., 2006).

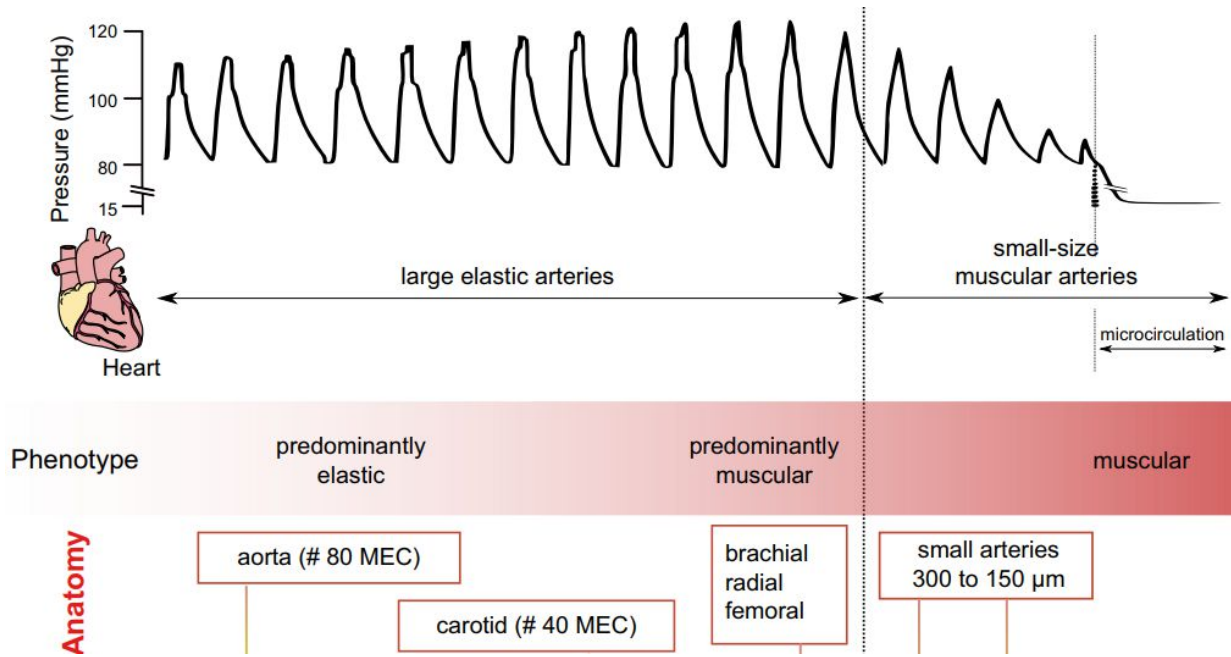


Fig. 1.13 – La pulsatilidad de la onda de presión arterial se amplifica en las arterias elásticas de mayor tamaño ("large elastic arteries") hasta las arterias musculares de menor tamaño ("small-size muscular arteries") (Lacolley, et al., 2017).

1.8 Modelo dinámico de la pared arterial

Previamente, se definió la compliance en función de la amplitud de cambios de presión y de volumen, independientemente de la variable temporal, utilizando una relación estática. Esto permite una buena aproximación de C cuando este parámetro no varía demasiado en el rango de frecuencias de trabajo. Sin embargo, no es el caso de la compliance arterial y se debe introducir la variable temporal para obtener un modelo dinámico que considere la forma de onda de V y P_{tm} .

Se define entonces la compliance compleja C_c (Armentano, et al., 2007) como la función de transferencia entre V y P_{tm} en el dominio de la variable s de Laplace

$$C_c(s) = \frac{V(s)}{P_{tm}(s)} = \frac{1}{\eta \cdot s + E} \quad (1.9)$$

donde η y E son parámetros que describen el comportamiento viscoso y elástico de la pared arterial, $V(s)$ y $P_{tm}(s)$ son las transformadas de Laplace del volumen y la presión transmural respectivamente. El parámetro E puede interpretarse como la elastancia definida previamente y tiene una relación directa con la rigidez arterial e inversa con el almacenamiento de energía. El parámetro η puede interpretarse como una resistencia o un amortiguador, haciendo la analogía con un modelo eléctrico o mecánico respectivamente, y tiene una relación directa con la disipación de energía. Se llama entonces modelo viscoelástico a esta modelización de primer orden y permite estudiar la compliance compleja en un segmento arterial para diferentes frecuencias. El modelo es una simplificación, válido en un pequeño rango de presiones, en estado de reposo (sin activación del músculo liso) y para pequeñas arterias (donde la masa es despreciable).

Para modelos más complejos, se debe considerar que los parámetros η y E tienen una relación no lineal respecto a variaciones del punto de trabajo (P_{tm} y V) y pueden variar en el tiempo. Además para grandes arterias, se debe incorporar un tercer término correspondiente a la masa de la pared arterial.

La compliance compleja asociada al modelo viscoelástico se corresponde con una frecuencia de corte f_c determinada cuando el denominador de $C_c(s)$ se anula. Se obtiene entonces $f_c = E / (2 \cdot \pi \cdot \eta)$ y su valor se encuentra entre 1.5 Hz y 3.5 Hz (Armentano, et al., 2007).

El valor de f_c permanece constante en todo el árbol arterial, a pesar que la η y E aumentan en las arterias al alejarse del corazón (Bia, et al., 2005). Por otro lado, al comparar pacientes normotensos con hipertensos e hipertensos tratados (con diferentes η y E), la f_c es similar en los tres casos, Fig. 1.14 (Armentano, et al., 2007), a diferencia de las arterias estudiadas in vitro. Se propuso entonces que f_c es un indicador del efecto protector de la pared arterial, atenuando las pulsaciones, como un filtro pasa bajos hidráulico (amortiguador). El valor de f_c es regulado por la activación miogénica del músculo liso vascular,

manteniéndolo constante tanto a nivel espacial (a lo largo del árbol arterial) como temporal (en la evolución de la hipertensión).

Resulta interesante medir este parámetro en otros sitios de medición, por ejemplo en la arteria digital del dedo, en distintas situaciones, como la adaptación miogénica en el corto plazo ante un stress por frío por ejemplo. Además se desea estudiar su relevancia clínica o capacidad pronóstica, extendiendo su medición a mayor cantidad de casos. Sin embargo las técnicas de medición y procesamiento actuales son complejas, costosas y dependientes del usuario.

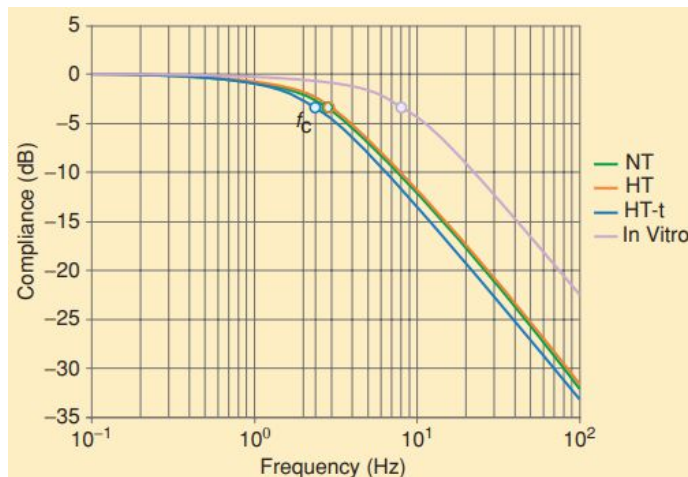


Fig. 1.14 – Gráfico de Bode de la compliance compleja, definida como la función de transferencia de la pared arterial, considerando un modelo de primer orden cuyos parámetros son la elastancia, E , y viscosidad, η , de la pared arterial (Armentano, et al., 2007). El tono del músculo liso vascular es regulado de forma que la frecuencia de corte de la compliance compleja sea constante (a pesar de la variación de E y η) en pacientes normotensos, NT , hipertensos, HT , e hipertensos tratados, $HT-t$, a diferencia de arterias estudiadas in vitro.

1.9 Resumen: comparación entre grandes y pequeñas arterias

Como resumen, en la Tabla 1.1 se incluye una comparación de varios parámetros entre arterias de pequeño y gran diámetro.

Diámetro	E	η	M	PWV	f_c (Hz)	P_s	P_d y P_m	% músculo liso	% colágeno / % elastina	r/h	ubicación	Regulación del diámetro
Grande	↓	↓	↓	↓	1.5 a 3.5	↓	similares	↓	↓	↑	central	↓
Pequeño	↑	↑	↑	↑	1.5 a 3.5	↑	similares	↑	↑	↓	periférica	↑

Tabla 1.1. Relación de parámetros en arterias de pequeño y gran diámetro. D : distensibilidad; E : elastancia; η : viscosidad; M : masa; PWV : velocidad de la onda de pulso; f_c : frecuencia de corte de la compliance compleja; P_s : presión sistólica; P_d : presión diastólica; P_m : promedio de presión en un latido; r : radio, h : espesor.

Capítulo 2. TÉCNICA DE FOTOPLETISMOGRAFÍA (PPG) Y SU RELACIÓN CON EL VOLUMEN ARTERIAL

En este Capítulo se explica la técnica de fotopleletismografía y su relación con el volumen arterial, para su uso en el método de compensación de volumen (explicado en el siguiente Capítulo).

Esta técnica consiste en la medición de luz (emitida por un LED) a través de un tejido, y permite, gracias a la elevada absorbancia de la hemoglobina de los glóbulos rojos, detectar cambios de volumen de sangre en la microvasculatura.

En el método de compensación de volumen, se mide la señal de fotopleletismografía (PPG) preferentemente en la falange media o proximal de un dedo de la mano gracias al apoyo mecánico óseo, la disponibilidad de una arteria a pocos milímetros de la superficie y la facilidad para colocar un manguito inflable. La señal de PPG está compuesta una componente pulsátil ("AC") asociada al pulso arterial, y otra componente de baja frecuencia ("DC"), cuya amplitud es unas 1000 veces mayor que AC. Para amplificar la señal AC sin saturar al sensor, primero se debe restar a la señal de PPG un valor fijo determinado en cada medición, ya que la componente DC, a diferencia de otras aplicaciones, no debe ser filtrada porque contiene información sobre cambios lentos del volumen de sangre. Por otro lado, para reducir la interferencia con la luz visible, se utiliza la longitud de onda del infrarrojo cercano (700 a 900 μm).

En el siguiente Capítulo se describe cómo se utiliza la señal de PPG para medir la onda de presión con el método de compensación de volumen.

2.1 Origen de la señal de PPG

La señal de fotopleletismografía (PPG) permite medir cambios en el volumen de sangre de la microvasculatura. Esta señal se obtiene midiendo la intensidad de luz que atraviesa un tejido. Generalmente, la luz es emitida por un LED y es medida por un fotodiodo, ambos apareados en la longitud de onda de interés. La luz emitida se propaga por un medio heterogéneo y es atenuada por los distintos tejidos que atraviesa, cada uno con una absorbancia particular según la longitud de onda, Fig. 2.1.

En particular, la hemoglobina (transportada por los glóbulos rojos presentes en la sangre) tiene una alta absorbancia comparada con el resto de los tejidos en las longitudes de onda de la luz visible (400 a 700 μm). Por esta razón, la señal de PPG tiene una alta correlación con la cantidad de sangre presente entre el emisor y el detector de luz, cuando se emite luz en este rango de longitudes de onda (Allen, 2007). Para reducir la interferencia con la luz visible, se utiliza la longitud de onda del infrarrojo cercano (700 a 900 μm).

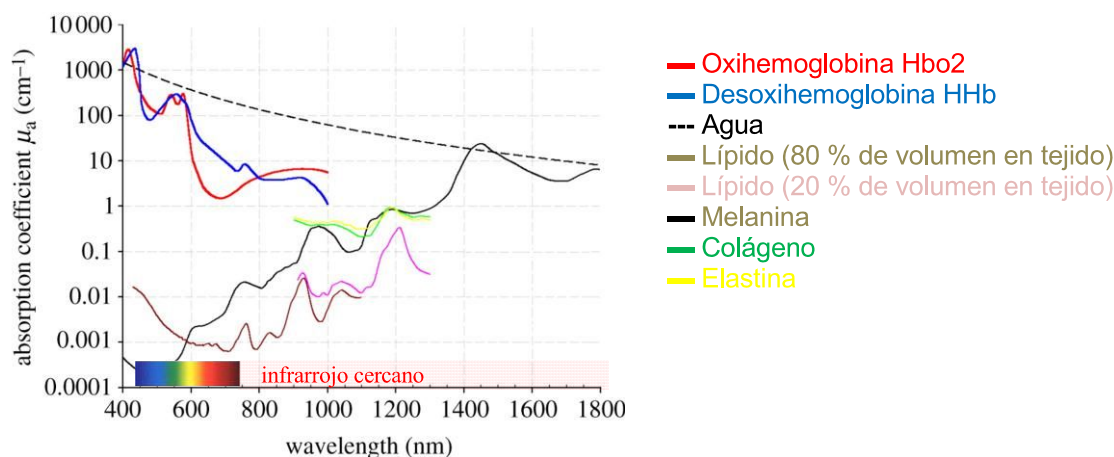


Fig. 2.1- Espectro del coeficiente de absorción para distintos tejidos en función de la longitud de onda de la luz emitida. (Beard, 2011). Como la hemoglobina (transportada por los glóbulos rojos) tiene una alta absorbancia en el infrarrojo cercano, la señal de PPG tiene una alta correlación con la cantidad de sangre, al emitir luz en esta longitud de onda.

2.2 PPG: variaciones rápidas y lentas

La señal de PPG muestra una variación rápida, correlacionada con la frecuencia cardíaca, y una variación lenta, en el orden de los segundos. Los cambios rápidos, comúnmente llamados "señal AC", se

deben a las pulsaciones de volumen de sangre arterial causadas por la onda de presión arterial, Fig. 2.2 (De Trefford and Lafferty, 1984). Las variaciones lentas, comúnmente llamadas “señal DC”, tienen distintos orígenes, por ejemplo:

- cambios lentos en el volumen arterial (mediados por el sistema nervioso autónomo, autorregulación local por óxido nítrico, termorregulación, etc.);
- variación en el volumen de sangre venosa o capilar (por vasoconstricción por ejemplo).;
- movimiento de otros tejidos: músculo, piel, hueso;
- movimiento del sensor, cambios en luz ambiente;

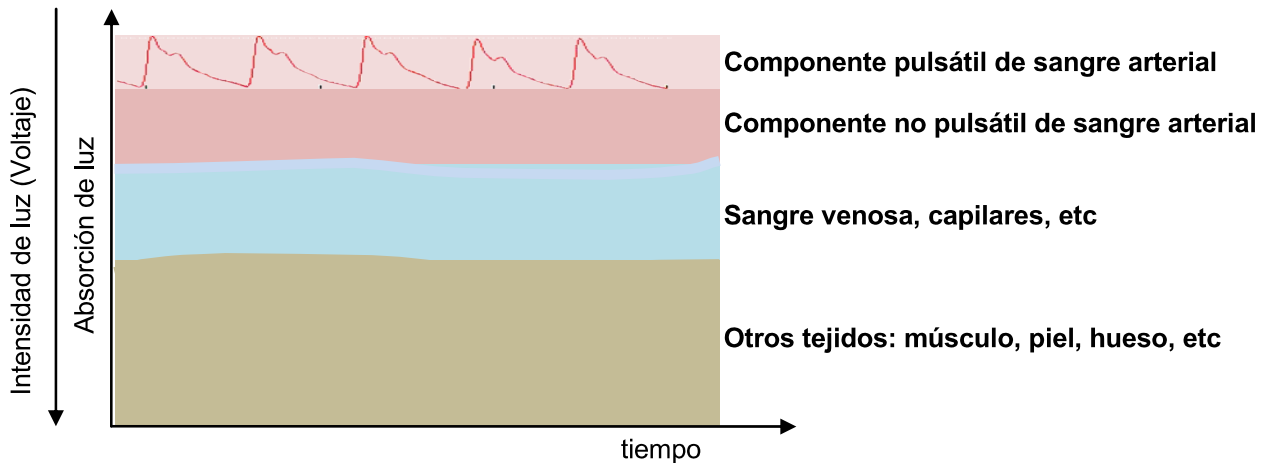


Fig. 2.2 – Representación de la señal de absorción de luz vs el tiempo. Se distinguen los componentes que dan origen a variaciones lentas y rápida en la señal de PPG. Esta señal se muestra inversamente relacionada con intensidad de luz y positivamente correlacionada con el volumen de sangre.

Debido a la complejidad del origen de la señal PPG, no existe una relación cuantitativa aceptada entre la señal de PPG y el volumen de sangre (Allen, 2007, Shaltis, 2007, Shelley, 2007, Reisner, et al., 2008), ya que la señal de PPG depende de:

- cada uno de los componentes entre el emisor y receptor de luz: su absorbancia y distribución espacial;
- emisor de luz: posición, intensidad y longitud onda;
- receptor de luz: ubicación respecto al emisor, tamaño y respuesta a distintas longitudes de onda;
- ruido: luz ambiente e interferencias;
- la velocidad del flujo de sangre, puede causar reorientación y empaquetamiento de los glóbulos rojos.

Por convención, la señal de PPG se muestra invertida de forma que está positivamente correlacionada con el volumen de sangre e inversamente relacionada con intensidad de luz.

2.3 Medición en el dedo

La medición de PPG se realiza mayormente en los dedos de la mano, cuya arteria principal es la arteria digital, Fig. 2.3, si bien puede obtenerse en distintos lugares. La disponibilidad de una arteria a pocos milímetros de la superficie, el apoyo mecánico óseo y la facilidad para colocar un manguito inflable, convierten a la falange media o proximal del dedo de la mano en el lugar preferido para aplicar el método de compensación de volumen (que será explicado en el siguiente Capítulo).

Para obtener una señal de PPG de mayor amplitud y menor sensibilidad a artefactos de movimiento, el LED y fotodiodo deben ubicarse en el lado inferior del dedo, en la cara interna de un manguito inflable, Fig. 2.3, ya que la arteria digital se encuentra en la región inferior de la falange.

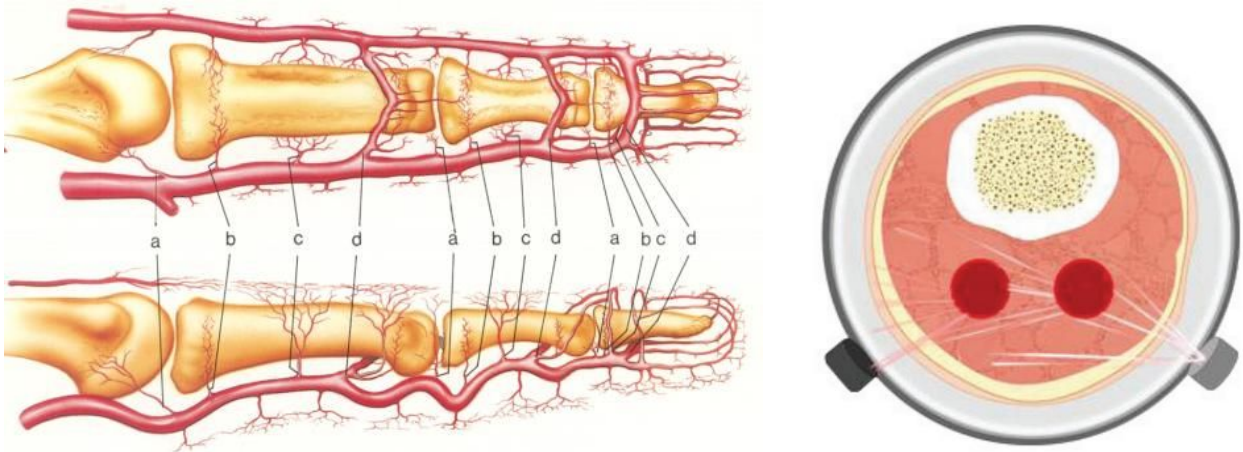


Fig. 2.3 – Izquierda: anatomía de un dedo de la mano con su red arterial y sus huesos, vista superior (arriba) y vista lateral (abajo) (Strauch and de Moura, 1990). La disponibilidad de una arteria a pocos milímetros de la superficie, el apoyo mecánico y la facilidad para colocar un manguito inflable, convierten a la falange media o proximal del dedo de la mano en el lugar preferido para aplicar el método de compensación de volumen (que será explicado en el siguiente Capítulo). Derecha: para obtener una señal de *PPG* de mayor amplitud, el LED y fotodiodo deben ubicarse del lado inferior del dedo.

2.4 Acondicionamiento de la señal

La señal AC de *PPG* tiene una frecuencia fundamental igual a la frecuencia cardíaca, aproximadamente en 1 Hz (que puede variar de 0.5 Hz a 2 Hz) y un contenido de 10 armónicos aproximadamente, Fig. 2.4. Esta señal es unas mil veces menor que la señal de DC, por lo tanto, para adquirir AC con suficiente resolución, esta debe ser amplificada. Sin embargo, la ganancia de amplificación está limitada por la amplificación de la señal de DC que puede saturar al sensor de *PPG*.

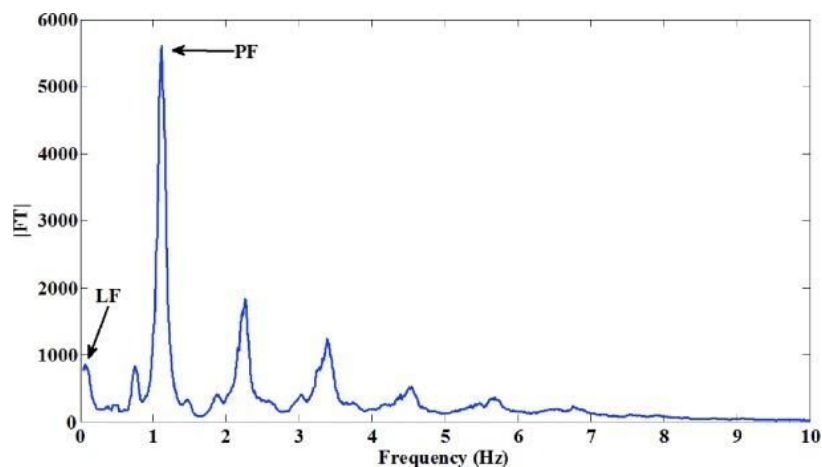


Fig. 2.4 – Magnitud de la Transformada de Fourier, $|FT|$, de la señal de *PPG* donde se observan los picos *PF* (correspondiente al primer armónico de la señal AC) y *LF* (correspondiente a la señal DC). El valor medio de la señal fue removido para una mejor visualización de la señal AC.

En muchas aplicaciones se utiliza un filtro analógico pasa altos para atenuar a la componente DC, pero en el método de compensación de volumen, esta señal es de interés, ya que contiene información sobre las variaciones lentas de volumen de sangre. Entonces, para reducir la componente DC, se debe restar un valor constante a señal de *PPG*, que debe ser elegido para cada individuo y cada vez que se coloca o mueve el sensor de *PPG*.

Capítulo 3. MEDICIÓN DE LA PRESIÓN ARTERIAL: MÉTODO DE COMPENSACIÓN DE VOLUMEN

En este Capítulo se explica el funcionamiento del método de compensación de volumen para la medición de presión arterial.

Este método, a diferencia de los métodos tradicionales (auscultatorio y oscilométrico), permite evaluar cambios a corto plazo de la presión arterial y obtener parámetros hemodinámicos a partir del análisis de la onda de presión. Sin embargo, tiene las siguientes limitaciones.

1. Como la medición se realiza en el dedo, para reconstruir la presión braquial es necesario realizar mediciones adicionales con el método auscultatorio u oscilométrico.

2. Para validar las mediciones ante cambios rápidos de la presión, se deben utilizar mediciones directas como referencia, lo que dificulta su obtención y limita la validación a poblaciones particulares.

3. Las mediciones deben realizarse en el punto de máxima compliance arterial. Para evaluar posibles cambios en la compliance, es necesario interrumpir las mediciones.

4. Los precios de dispositivos comerciales superan los US\$ 25.000 FOB ("free on board"), limitando su uso.

En el siguiente Capítulo se analizan variantes en su implementación.

3.1 Métodos para la medición de la presión arterial

3.1.1 Auscultatorio

Para la medición clínica de la presión arterial, se considera "gold standard" al método auscultatorio de Korotkoff (Pickering, et al., 2005). En este método, la arteria braquial es ocluida por un manguito inflable colocado en el brazo e inflado por encima de la presión sistólica. Al desinflarse, el flujo sanguíneo pulsátil se restablece y aparecen unos sonidos que pueden ser detectados con un estetoscopio colocado sobre la arteria y debajo del manguito inflable. Estos sonidos, clasificados en 5 fases, se originan por una combinación de flujo sanguíneo turbulento y oscilaciones de la pared arterial. El sonido de fase 1 corresponde a la presión sistólica, mientras que la desaparición de los sonidos (fase 5) se corresponde con la presión diastólica.

Gracias a su simplicidad, bajo costo y precisión, es el método más usado para la medición de la presión arterial, y además, no tuvo modificaciones en más de cien años. (Pickering, et al., 2005). Sin embargo, tiene las siguientes desventajas: su exactitud es limitada comparada con mediciones invasivas (Van Bergen, et al., 1954); no permite realizar un análisis de la forma de onda para obtener otros parámetros hemodinámicos; las mediciones demoran no menos que un minuto (O'Brien, et al., 2010).

3.1.2 Oscilométrico

En el método oscilométrico, se realiza un procedimiento similar al método auscultatorio, con la diferencia que en vez de registrar sonidos, se registran las oscilaciones de presión en el manguito inflable, Fig. 3.1. La oscilación de mayor amplitud se corresponde con la máxima compliance y presión transmural igual a cero. Entonces, en este punto la presión media en el manguito es igual a la presión arterial media. La presión sistólica y diastólica se determinan a partir de un algoritmo (obtenido empíricamente por cada fabricante de dispositivos) de forma que estas mediciones sean similares a las mediciones obtenidas con el método auscultatorio.

Este método es automatizable y tiene menor dependencia del operador, lo que permite su uso en monitoreo ambulatorio.

3.1.1 Tonometría

El método tonométrico se basa en la compresión de la arteria radial (que es superficial y tiene soporte óseo) con un tonómetro. La señal registrada se considerada proporcional a la presión intraarterial y su valor absoluto se calibra haciendo corresponder la presión diastólica y media con estos valores medidos en la arteria braquial con el método auscultatorio u oscilométrico, ya que la presión sistólica tiene mayor variación entre ambos sitios.

Este método permite la medición de la onda de presión en la arteria radial, aunque su costo, su precisión y cuestiones técnicas (la señal es muy sensible a la posición del tonómetro y es necesario una calibración con otro método) no permiten su uso en la clínica.

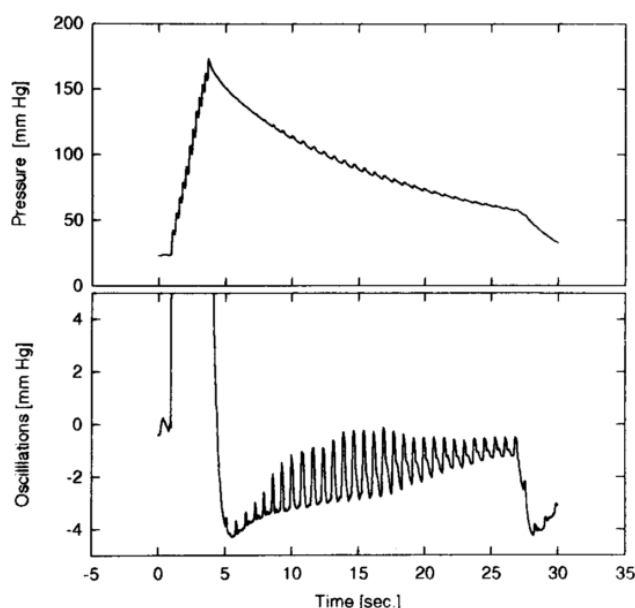


Fig. 3.1 – Medición de presión arterial por el método oscilométrico, reproducido de (Drzewiecki, et al., 1994). Presión medida en el manguito inflable (arriba) y las oscilaciones superpuestas (abajo), separadas con un filtro pasa altos.

3.2 Método de compensación de volumen

El método de compensación de volumen se basa en mantener el volumen arterial, estimado por la señal de fotoplestismografía (*PPG*), en un valor constante (*PPGref*) en el que la compliance arterial es máxima y la presión transmural es cero. De esta forma, la presión externa es igual a la presión arterial, Fig. 3.2.

Es necesario entonces controlar la presión externa mediante un manguito inflable colocado alrededor del dedo. Para esto se utiliza un control a lazo cerrado, Fig. 3.3, realimentado por la señal de *PPG*, cuya señal de referencia es *PPGref*. Este valor se determina en una calibración a lazo abierto antes de comenzar las mediciones.

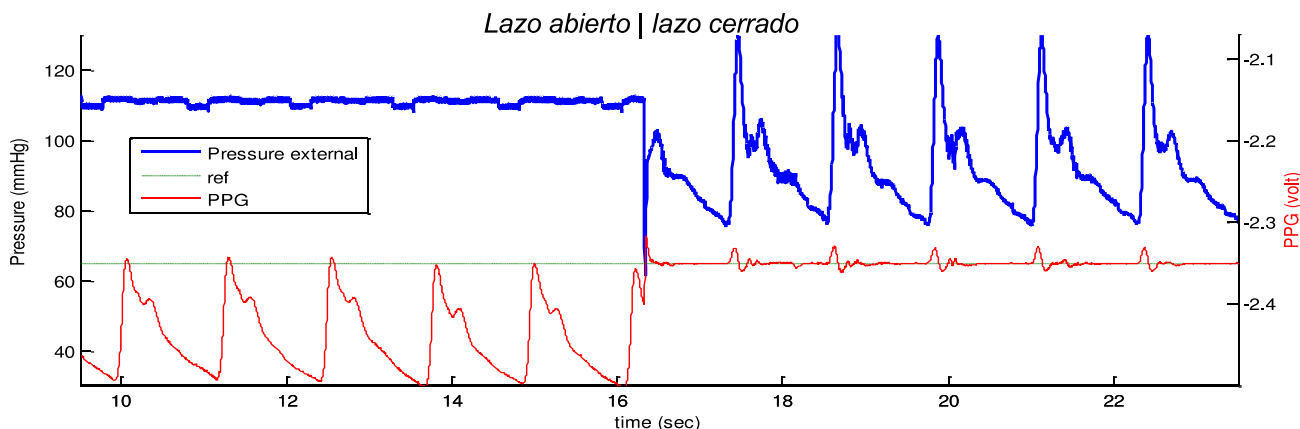


Fig. 3.2 – Señales temporales de presión (azul) y *PPG* (rojo) medidas con el método de compensación de volumen a lazo abierto (izquierda) y cerrado (derecha). A lazo cerrado, se controla la presión en el manguito inflable de forma que *PPG* sea constante en torno al punto de máxima compliance, *PPGref* (verde). De esta forma la presión transmural es cero y la presión en el manguito inflable es igual a la presión arterial.

3.1 Aplicaciones

Según American Heart Association, es necesario utilizar la tonometría o el método de compensación de volumen en "estudios que evalúan los cambios a corto plazo de la presión arterial y su variabilidad", (Pickering, et al., 2005). Por ejemplo en monitoreo durante anestesia, en terapia intensiva, polisomnografías y estudios de "Tilt Test" (para el diagnóstico de disfunciones autonómicas en la sensibilidad barorrefleja);

Además, ambos métodos permiten realizar un análisis de la onda de presión para determinar parámetros hemodinámicos como el gasto cardíaco (Truijen, et al., 2012), índice de aumentación, velocidad de la onda de pulso, etc, o reconstruir la onda de presión aórtica, asumiendo ciertos modelos y simplificaciones. Por otro lado la medición de la onda de presión puede ser utilizada en la terapia de resincronización cardíaca en pacientes con estimulación biventricular por marcapasos (Popović, et al., 2002).

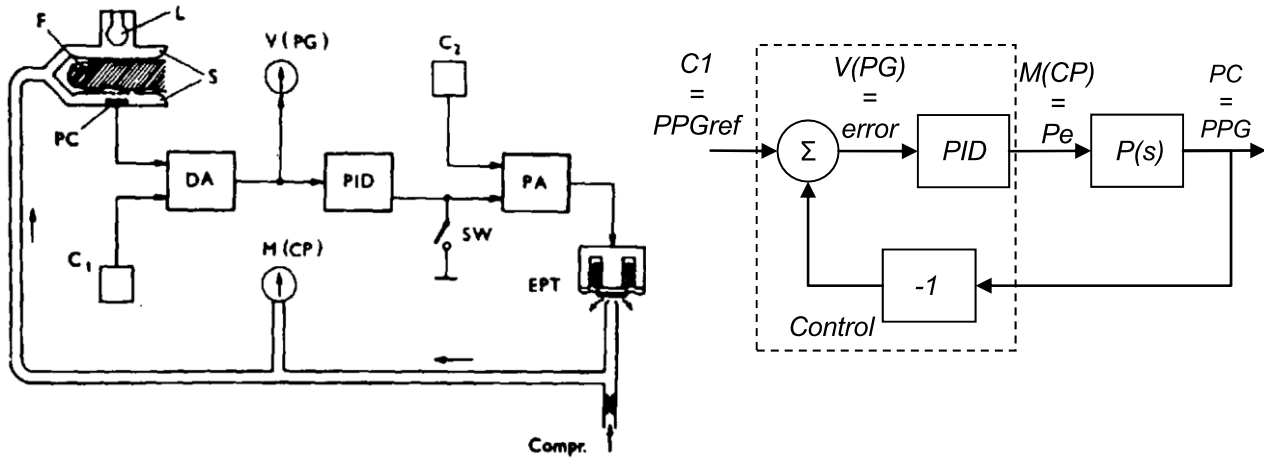


Fig. 3.3 – Diagrama en bloques del primer dispositivo basado en el método de compensación de volumen. Izquierda: dibujo original (Penaz, 1973). Derecha: estructura del sistema de control. El control PID está realimentado con la señal de error, que es la diferencia entre PPG y la referencia PPG_{ref} . Su salida se convierte a voltaje sobre el transductor electroneumático, que genera la presión en el manguito inflable. PC : fotocelda para obtener la señal de PPG ; $C1$: señal referencia PPG_{ref} del control; $V(PG)$: señal de error, diferencia entre PC y $C1$; PID : control proporcional integral derivativo; $C2$: referencia para la señal de presión al trabajar a lazo abierto; PA : amplificador de tensión para controlar el actuador; EPT : transductor electro-neumático; $Compr.$: compresor; F : dedo, cuya dinámica es $P(s)$; L : emisor de luz; SW : interruptor para cambiar de lazo abierto a cerrado; CP : presión externa P_e .

3.2 Versiones comerciales y precios

El método de compensación de volumen fue propuesto por el fisiólogo J. Peñáz en Checoslovaquia, y luego de ser patentado (Penaz, 1969), fue presentado en un congreso (Penaz, 1973). Durante los años '80 y hasta el presente, distintos grupos de investigación en Holanda (liderado por K. Wesseling) y Japón (liderado por K. Yamakoshi) realizaron varias publicaciones sobre el desarrollo de prototipos, su validación y variantes metodológicas.

Las investigaciones del grupo holandés, derivaron en una versión comercializada por la empresa Finapres a mediados de los años '80. Mejoras en el método de medición, la calibración, la validación y el análisis de la onda de pulso (para estimar el gasto cardíaco), permitieron el desarrollo de diferentes versiones que se comercializan actualmente.

En el año 2003 (Fortin and Skrabal, 2003), la empresa CNSystems de Austria, patentó un dispositivo que comercializa con el nombre de CNAP500 hasta el día de hoy.

Desde el año 2012, la empresa Edwards Lifesciences, de EEUU, comercializa un dispositivo llamado ClearSight, luego de la compra de la empresa BMEYE, un "spin-off" de Finapres.

Actualmente, estas 3 empresas ofrecen versiones de consultorio, para monitoreo ambulatorio y como módulo para mesas de anestesia, Fig. 3.4, cuyos precios superan los US\$ 25.000 FOB ("free on board"), limitando su uso.



Fig. 3.4 – Versiónes comerciales de consultorio (izquierda, Finometer Pro de Finapres), para monitoreo ambulatorio (centro, Portapres de Finapres) y modular para mesas de anestesia Dräger (derecha, CNSystems).

3.3 Validación clínica

Las normativas para la validación clínica para la medición de la presión arterial exigen como “gold standard” a las presiones sistólica y diastólica medidas con el método auscultatorio en la arteria braquial en reposo (Stergiou, et al., 2010).

Como alternativa, es posible obtener mediciones directas, ya sea en la arteria radial con un catéter y columna de fluido (sensor extravascular) o en la arteria braquial con un catéter intravascular. En todos los casos, al comparar estos valores de referencia con mediciones obtenidas con el método de compensación de volumen en el dedo de la mano, existe un error inevitable debido a que las mediciones no se realizan en el mismo sitio.

Para que las mediciones obtenidas con el método de compensación de volumen cumplan con la precisión exigida por estas normativas, es necesario realizar mediciones adicionales de la presión braquial con el método auscultatorio u oscilométrico (Akkermans, et al., 2009, Eeftinck Schattenkerk, et al., 2009, Stergiou, et al., 2010). Por otro lado, al comparar con mediciones directas obtenidas en distintas poblaciones y condiciones, se obtiene un error aceptable (Bartels and Thiele, 2015).

3.4 Limitaciones

El método de compensación de volumen tiene las siguientes desventajas que limitan su uso.

1. La medición de presión en arterias periféricas tiene poco valor clínico. Entonces, para reconstruir la presión braquial a partir de la presión en la arteria periférica (digital o radial), es necesario realizar mediciones adicionales con el método auscultatorio u oscilométrico.
2. Para validar las mediciones ante cambios rápidos de la presión, se deben utilizar mediciones directas como referencia, lo que dificulta su obtención y limita la validación a poblaciones particulares.
3. Las mediciones deben realizarse con la arteria en el punto de máxima compliance. Para identificar estos cambios y corregir el punto de máxima compliance, es necesario interrumpir las mediciones.
4. Los precios de dispositivos comerciales superan los US\$ 25.000 FOB (“free on board”), condicionando su uso a países desarrollados.

Capítulo 4. MÉTODO DE COMPENSACIÓN DE VOLUMEN: VARIANTES EN SU IMPLEMENTACIÓN

En este Capítulo se discuten distintos aspectos sobre la implementación del método de compensación de volumen, que se resumen a continuación.

1. Existe un consenso en realizar la calibración inicial con el método oscilométrico por fotoplethysmografía. La recalibración se realiza con diferentes técnicas, sin embargo ninguna permite detectar cambios en el tono vascular y recalibrar continuamente, sin interrumpir las mediciones.

2. Un actuador neumático, compuesto por una válvula proporcional y un compresor, permite generar la onda de presión arterial en un manguito inflable, de manera simple y a bajo costo.

3. Los métodos de diseño del control se basan en reglas heurísticas, lo que limita su adaptabilidad y estabilidad ante variaciones del sistema.

4. Los sitios de medición diferentes al dedo tienen complicaciones prácticas que no justifican su uso.

En el siguiente Capítulo se describe el método vibracional propuesto para recalibrar sin interrumpir las mediciones.

4.1 Calibración

Para realizar la calibración inicial y la recalibración se propusieron distintos métodos y variantes que se mencionan a continuación.

4.1.1 Calibración inicial

Existe un consenso en realizar la calibración inicial con el método oscilométrico por fotoplethysmografía (Yamakoshi, et al., 1982), en el cual, a diferencia del método oscilométrico tradicional, las oscilaciones debido al pulso arterial se obtienen de la señal de PPG. Brevemente, el método consiste en generar una rampa (o escalones) de presión en el manguito inflable y medir el valor de PPG correspondiente al pulso de PPG con mayor amplitud (Fig. 4.1) donde la compliance es máxima.

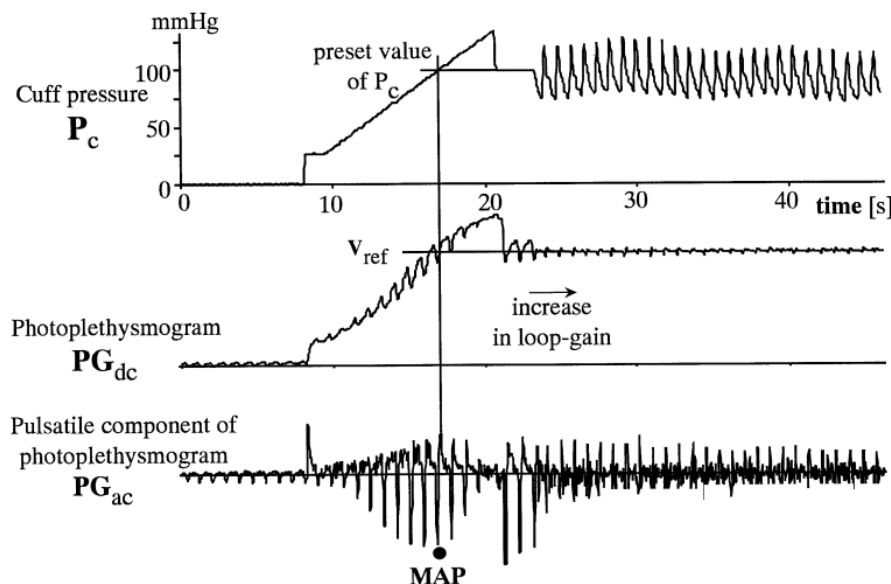


Fig. 4.1 – Calibración inicial por el método oscilométrico por fotoplethysmografía (Yamakoshi, 2000). Se genera una rampa de presión, P_c , en el manguito inflable y se determina la referencia del control V_{ref} correspondiente a la máxima compliance, a partir del pulso de PPG (PG_{ac}) con mayor amplitud.

4.1.2 Variantes metodológicas

La determinación del pulso de mayor amplitud depende de variantes metodológicas (Kallioinen, et al., 2017) que se mencionan a continuación.

Sentido ascendente o descendente de la rampa

Si bien existe una diferencia en el comportamiento de las arterias ante el sentido ascendente o descendente de la rampa de presión externa (Zheng, et al., 2012, Liu, et al., 2014), no hay un estudio que compare ambos sentidos para la determinación de *PPGref*. En el método de compensación de volumen es más utilizado el sentido ascendente mientras que en el método oscilométrico es más usado la rampa descendente, debido a una simplicidad técnica.

Velocidad de inflado

Para un intervalo de tiempo de medición, una alta velocidad de inflado o una frecuencia cardíaca baja resulta en una menor cantidad de latidos o pulsos para determinar el máximo. Sin embargo, una velocidad de inflado demasiado baja puede resultar en una congestión venosa que puede afectar la medición (Yong and Geddes, 1987, Zheng, et al., 2011). La velocidad recomendada es de 2 mmHg/s a 3 mmHg/s (Pickering, et al., 2005).

Determinación del pulso con máxima amplitud

En ciertos casos, la señal envolvente a los pulsos en *PPG* no es suave y puede presentar mesetas, Fig. 4.2, lo que dificulta la búsqueda de un máximo. Para determinar el pulso de mayor amplitud de forma más precisa, se puede ajustar la señal envolvente a alguna función como un polinomio de 6° grado, o a una gaussiana asimétrica (Zheng, et al., 2011, Fei and Deng, 2015).

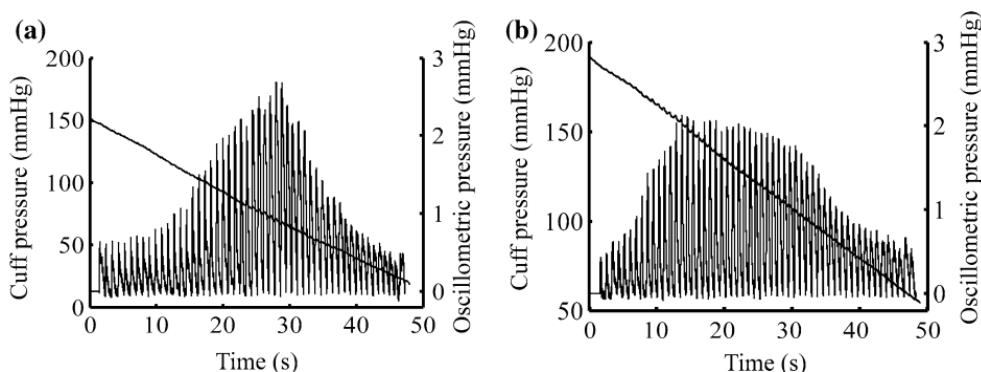


Fig. 4.2 – En ciertos casos, la determinación de la pulsación con mayor amplitud no es simple. Entonces, se debe ajustar la señal envolvente a alguna función, como un polinomio de 6° grado o a una gaussiana asimétrica

Medición de *PPGref* correspondiente a presión arterial media

En este método, luego de realizar la calibración con el método oscilométrico por fotopleletismografía, se propone medir la onda de presión a lazo cerrado y corregir el valor de *PPGref* de forma que el valor medio de la presión externa sea igual a la presión arterial media, medida en la calibración, Fig. 4.3, (Matsumura, et al., 2017). Los autores reportaron mayor repetibilidad y correlación entre la presión medida con este método y la presión braquial medida con el método oscilométrico.

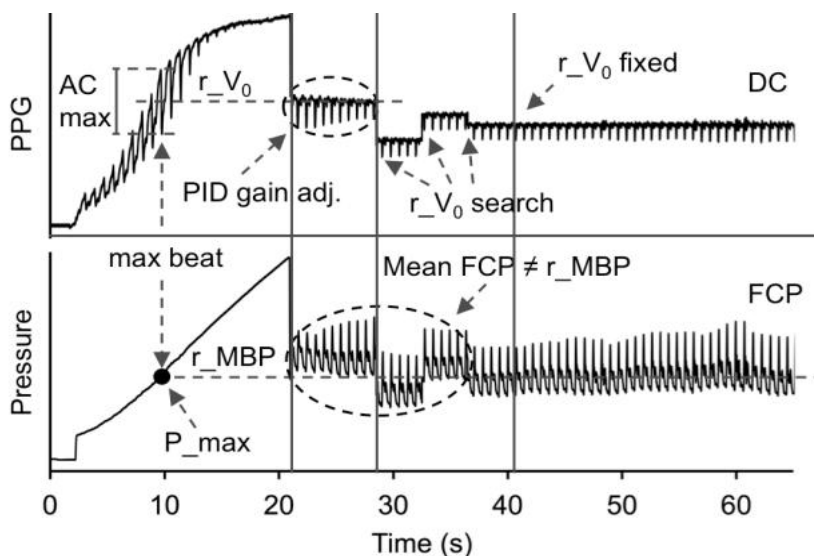


Fig. 4.3 – Calibración basada en la corrección de la referencia (r_{V_0}) de forma que el valor medio de la onda de presión ("Mean *FCP*") a lazo cerrado coincida con la presión (r_{MBP}) medida con el método oscilométrico a lazo abierto (Matsumura, et al., 2017).

4.1.3 Recalibración

Luego de comenzar las mediciones, PPG_{max} puede variar en pocos segundos por distintas razones, Fig. 4.4. Para identificar cambios en PPG_{max} y determinar su nuevo valor, se deben interrumpir las mediciones y realizar una nueva calibración. Esta recalibración es más breve y distinta que la calibración inicial, ya que la búsqueda del nuevo valor de PPG_{max} puede limitarse en torno a su valor actual.

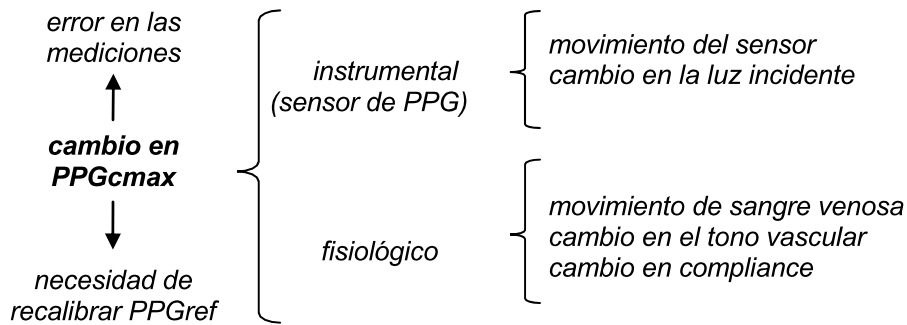


Fig. 4.4 – Esquema que incluye las causas que pueden modificar PPG_{ref} y sea necesario una recalibración.

El método de recalibración "Physical", utilizado por Finapres (Wesseling, 1985, Wesseling, et al., 1995), funciona de la siguiente manera. Cada cierto intervalo de tiempo configurable, se abre el lazo de control durante 10 segundos y se genera, durante 3 períodos de 3 segundos, una presión externa constante 10 mmHg menor, igual y mayor al valor medio de la presión externa medida a lazo cerrado, Fig. 4.5 y Fig. 4.6.

A partir del análisis de la forma de onda de PPG , se decide el nuevo valor de PPG_{ref} utilizando una ecuación heurística, Fig. 4.5.

Finger and cuff pressure and plethysmogram

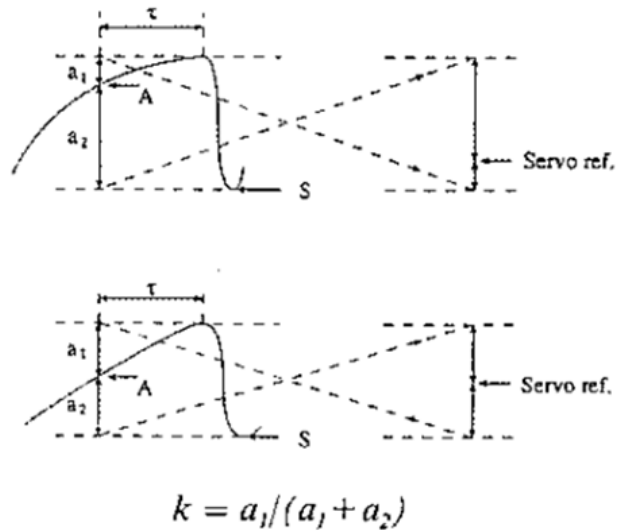
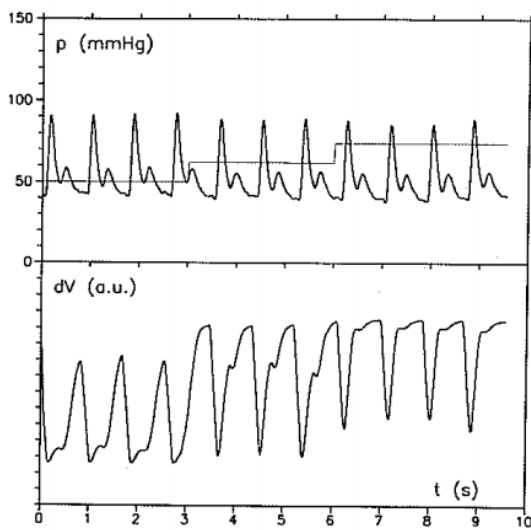


Fig. 4.5 – Método de recalibración "Physical" donde se abre el lazo de control y se genera una presión externa constante por debajo, igual y por encima del valor medio de la presión externa medida a lazo cerrado. El nuevo valor de PPG_{ref} se determina a partir de una ecuación heurística (derecha, abajo) que relaciona la amplitud de PPG a distintos valores de presión externa constante (Wesseling, et al., 1995).

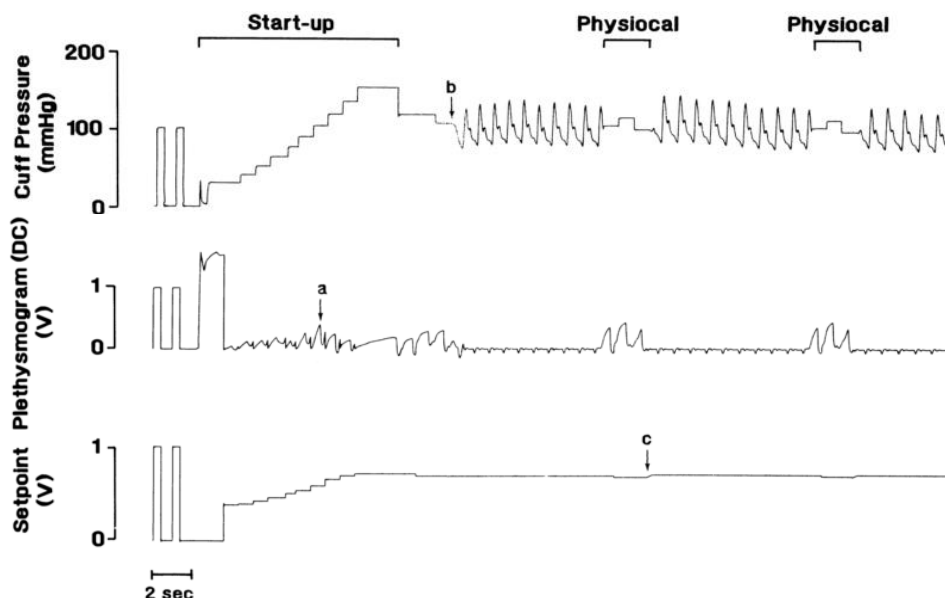


Fig. 4.6 – Interrupción de las señales temporales para calibrar y obtener PPG_{ref} con el método "Physiocal". Durante el inicio ("start up") se realiza la calibración inicial donde se determina el pulso de mayor amplitud (a), se cierra el lazo de control (b) y luego se realizan recalibraciones para corregir PPG_{ref} (c).

El método de recalibración VERIFI, Fig. 4.7, fue desarrollado por la empresa CNAP (Mills, et al., 2018) y funciona de la siguiente manera (Fortin, et al., 2006, Fortin, et al., Fortin, et al., 2018). A partir de un conjunto de reglas heurísticas sobre la onda de presión (por ejemplo cuando la presión de pulso supera un umbral), se determina si es necesario una recalibración. En este caso se mide la presión arterial media con un segundo manguito inflable (en el brazo o en otro dedo) y se ajusta PPG_{ref} hasta que el valor medio de la onda de presión externa iguala a la presión arterial media medida con el segundo manguito.

De esta forma, la medición de presión no se interrumpe, aunque tiene las siguientes desventajas:

- la necesidad de otro manguito inflable;
- el método para determinar si es necesario una recalibración, se basa en reglas de poco contenido fisiológico y no hay un estudio que lo valide;
- en caso de recalibrar, las mediciones hasta corregir el valor de PPG_{ref} son imprecisas.

4.1.4 Resumen

Existe un consenso en realizar la calibración inicial con el método oscilométrico por fotoplestismografía. La recalibración se realiza con diferentes técnicas, sin embargo ninguna permite detectar cambios en el tono vascular y recalibrar continuamente, sin interrumpir las mediciones.

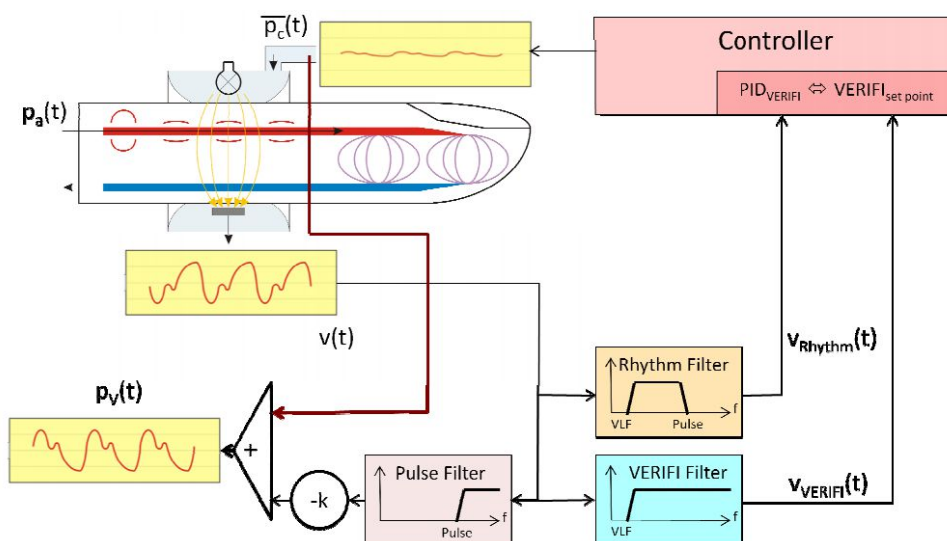


Fig. 4.7 – Diagrama en bloques del dispositivo basado en el método VERIFI para corregir la referencia (Fortin, et al., 2018). Para esto, es necesario medir la presión en otro sitio con otro dispositivo cada cierto intervalo de tiempo.

4.2 Generador de ondas de presión

Llamaremos "generador de ondas de presión" al actuador que debe reproducir la onda de presión arterial en el manguito para cada sujeto en distintas condiciones. El actuador es un mecanismo electromagnético formado por un solenoide y un émbolo, que transforma una señal eléctrica de control a una señal mecánica en la salida (presión en el manguito). A continuación se mencionan variantes en su implementación, sin embargo, las caracterizaciones disponibles se limitan a informar la frecuencia de corte del sistema, con poca información acerca del procedimiento de caracterización utilizado.

4.2.1 Actuador neumático: válvula proporcional

El actuador neumático es una válvula proporcional que regula la presión (generada por un compresor), variando el escape de aire, y puede ser del tipo piezoeléctrica o electromagnética, Fig. 4.8. En el primer caso, la tensión que se debe aplicar al actuador es elevada, de 125 V a 170 V (a una frecuencia de 200 Hz a 800 Hz) (Tanaka and Yamakoshi, 1996, Yamakoshi, 2000), mientras que en el segundo caso se puede trabajar en tensiones menores a 3 V (Tanaka, et al., 2005), lo que simplifica su implementación.

El compresor utilizado debe generar un flujo y una presión de acuerdo al diámetro de la válvula y su tiempo de respuesta, de forma de alcanzar las presiones de trabajo máximas y mínimas a una velocidad adecuada. El flujo de aire puede regularse incorporando una segunda válvula proporcional de entrada después del compresor.

La velocidad de respuesta depende también del volumen de aire del sistema y el material del manguito, que debe ser poco distensible (por ej. polipropileno o poliuretano de 0.05 mm de espesor). Es posible alcanzar una velocidad de respuesta con una frecuencia de -3 dB de 30 Hz, Fig. 4.8.

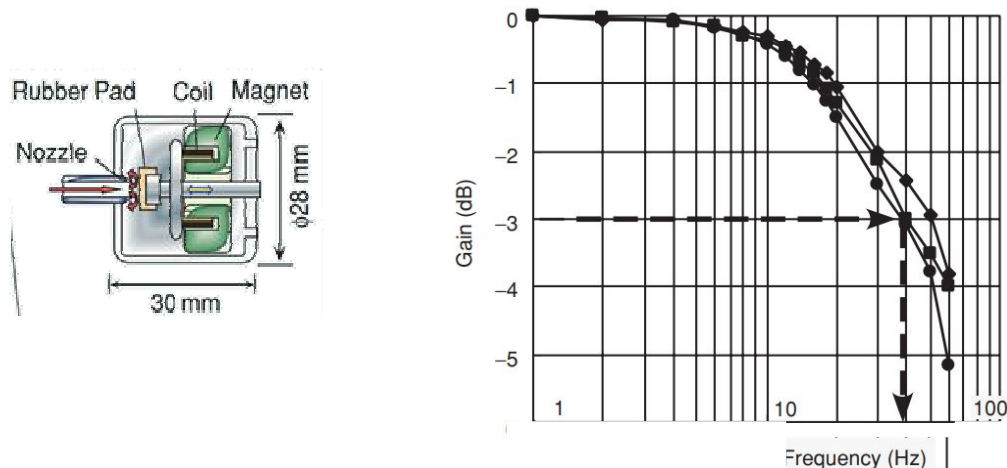


Fig. 4.8 – El generador de ondas de presión que utiliza una válvula proporcional como actuador (izquierda) (Tanaka and Yamakoshi, 1996, Yamakoshi, 2000) alcanza una respuesta con una frecuencia de -3 dB de 30 Hz (derecha) (Tanaka, et al., 2005) y permite trabajar con tensiones menores a 3 V.

4.2.2 Actuador hidráulico

Los primeros dispositivos basados en el método de compensación de volumen, para regular la presión externa, utilizaban un manguito lleno de agua. En este caso, la presión se regula con un actuador lineal electromagnético (Yamakoshi, et al., 1980), del tipo solenoide-émbolo.

A pesar de la rápida velocidad de respuesta lograda (frecuencia natural en torno a 90 Hz), para controlar al actuador es necesario una etapa de potencia (de 40 W aproximadamente) que en conjunto con una pérdida de agua puede suponer un riesgo para el paciente. Además es necesario incorporar una etapa de compensación en el lazo de control (del tipo retraso-adelanto) para estabilizar la respuesta del sistema debido al sobrepico por el movimiento de masa de agua y a la atenuación por burbujas. Por último, el equipo tiene la necesidad de mantenimiento y renovación del agua. Por estas razones, se dejó de utilizar este actuador.

4.2.3 Actuador neumático: lineal

Para resolver algunos de los problemas mencionado con el actuador hidráulico, se puede utilizar un manguito lleno de aire en vez de agua. En este caso, a diferencia de la válvula proporcional, no se utiliza un compresor, sino que la cantidad de aire es constante y se regula la presión de aire mediante un actuador lineal (Hyndman, 1984). Como el aire es compresible y tiene una respuesta no lineal (ecuación general de

los gases), una variación en el punto de trabajo genera un cambio no lineal en el rango de actuación, limitando la controlabilidad del sistema.

4.2.4 Actuador mecánico: lineal

Se propuso un actuador lineal mecánico (Tanaka, et al., 2006, Tanaka, et al., 2006) que permite comprimir las arterias por contacto directo con el cuerpo, sin el uso de un manguito. Debido a su gran tamaño y que comprime linealmente (en vez de concéntricamente), tiene una baja velocidad de respuesta y se uso está limitado a pocos lugares de medición, como por ejemplo las arterias superficiales de la cintura cuando el sujeto está sentado.

4.2.5 Resumen

El uso de un actuador hidráulico, piezoeléctrico o mecánico requieren tensiones de trabajo elevadas, pueden llegar a tener un tamaño y peso considerables y en ciertos casos es necesario incorporar una etapa de compensación para corregir la respuesta del actuador. Por otro lado, una válvula proporcional neumática junto a un compresor permiten alcanzar un sistema con suficiente velocidad de respuesta utilizando bajo voltaje (3V) además de tener poco tamaño, peso y costo.

4.3 Sistema de control

Se llama sistema de control al conjunto de sensores, actuadores, controles, procesos, señales de entrada y salida y otros elementos, conectados con cierta estructura con el objetivo de compensar las pulsaciones en la señal de PPG.

Las implementaciones del sistema de control se diferencia principalmente en la estructura y el método de diseño del control, aunque existe poca documentación sobre este tema, y se resumen a continuación.

4.3.1 Estructura del control: uno y dos lazos

En el primer dispositivo desarrollado, Fig. 3.3 (Penaz, 1973), se implementó un control PID realimentado con la señal de PPG que también incluye una etapa de compensación PA de la respuesta del actuador EPT. Esta simple estructura, también utilizada en (Nogawa, et al., 2011) Fig. 4.9, está limita el diseño del control PID a métodos heurísticos, ya que no propone un modelo de la dinámica de la planta (correspondiente a la dinámica de la pared arterial) y el actuador, y en consecuencia la adaptabilidad y estabilidad del control están limitados.

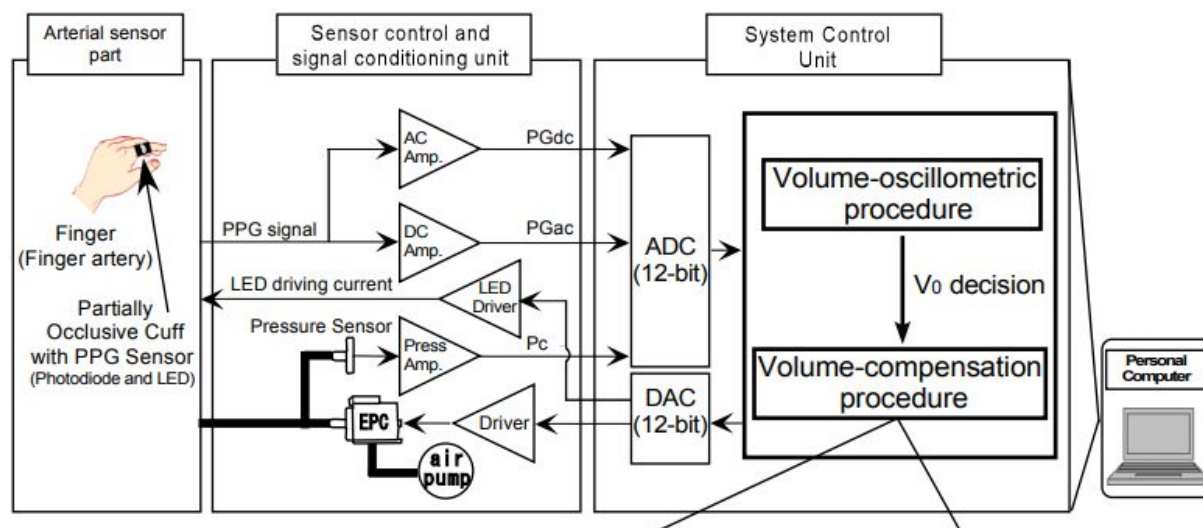


Fig. 4.9 – Diagrama en bloques del sistema de control de un lazo de control utilizado en un dispositivo basado en el método de compensación de volumen (Nogawa, et al., 2011).

El método de compensación de volumen, además de la medición de la señal de realimentación PPG, requiere la medición de la presión externa P_e . Es posible aprovechar la medición de esta variable intermedia para implementar un control en cascada, como se propuso en la implementación, Fig. 4.10 cuya estructura de control se muestra en Fig. 4.11.

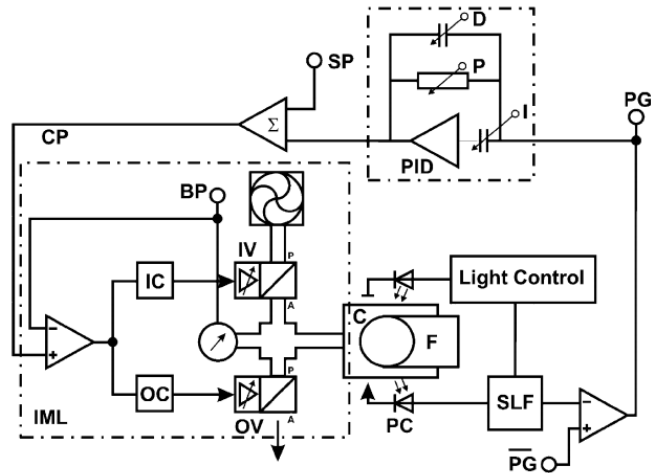


Fig. 4.10 – Diagrama en bloques de un control en cascada utilizado en un dispositivo basado en el método de compensación de volumen (Fortin, et al., 2006).

En este caso hay dos lazos de realimentación para los controles, C_i y C_e , interno y externo respectivamente. Esto permite separar la planta en dos subprocesos interno y externo, P_i y P_e , correspondientes al generador de ondas de presión y la pared arterial respectivamente. La ventaja de esta estructura es que se puede diseñar un control para cada uno de estos subsistemas, cada uno con sus características. Sin embargo, el diseño de los controles está limitado a métodos heurísticos, ya que no se propone un modelo para los procesos P_i y P_e .

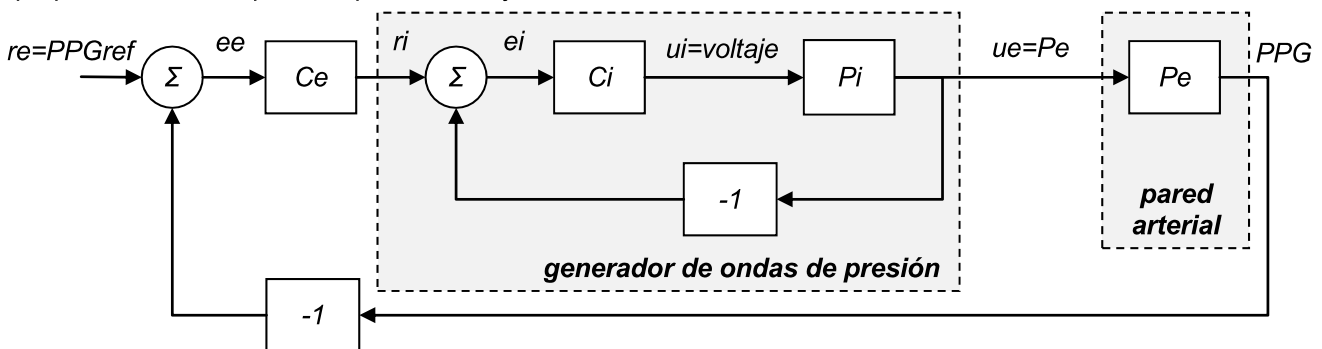


Fig. 4.11 – Estructura del control en cascada, con dos lazos de control. La medición de la presión P_e permite dividir la planta en dos subsistemas, P_i y P_e , correspondientes al generador de presión y la pared arterial respectivamente. La ventaja de esta estructura es que cada lazo de los controles C_i y C_e se diseña de forma independiente. Las señales de control u , error e y referencia r se acompañan de los sufijos i y e correspondientes al lazo interno y externo respectivamente.

4.3.2 Métodos de diseño del control

Los métodos utilizados para diseñar y analizar el control están poco documentados, y su descripción se limita a la información a continuación

Para el diseño del control PID, se propuso el método heurístico de "ultima ganancia". Consiste en aumentar la ganancia del término proporcional del control a lazo cerrado hasta que la pulsatilidad en la señal de PPG se reduzca a un valor objetivo, Fig. 4.12, (Yamakoshi, et al., 1980, Yamakoshi, et al., 1983). Sin embargo no se menciona cómo se selecciona al resto de los parámetros del control PID o si es necesario actualizar esta ganancia ante cambios del sistema.

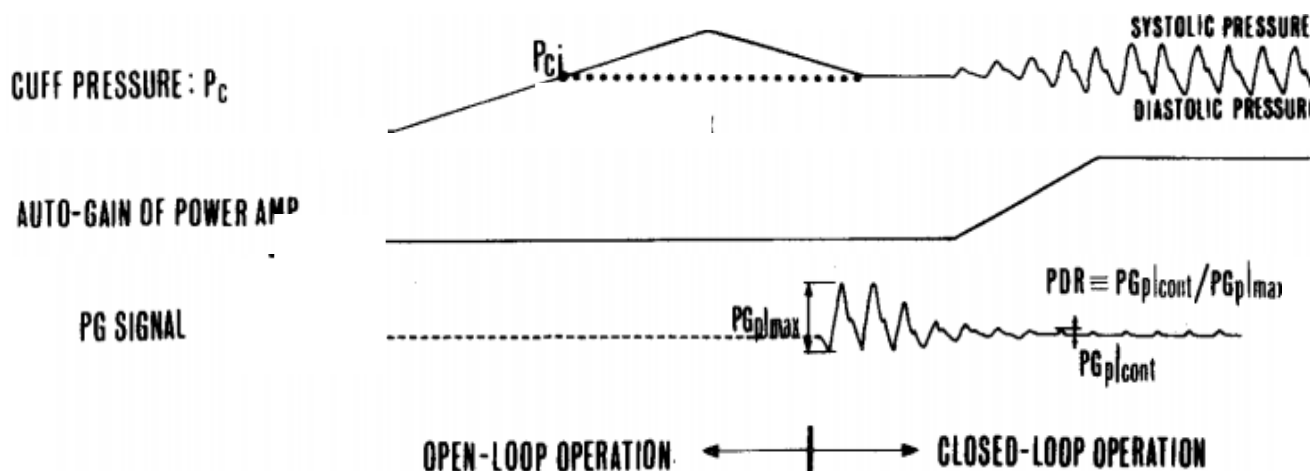


Fig. 4.12 – Método heurístico para diseñar el control: se aumenta la ganancia proporcional hasta que la amplitud de la señal de PPG se reduce hasta un nivel deseado (Yamakoshi, et al., 1983).

Por otro lado, se propuso un ajuste de los parámetros del control PID en base a lógica difusa (Skrabal and Fortin, 2008), con reglas basadas en la señal de presión en el manguito y la señal de PPG. Sin embargo no se proporcionan detalles del método, por ejemplo, el fundamento de las reglas elegidas, o un análisis sobre su respuesta.

Otro grupo (Nogawa, et al., 2011) utilizó un método de diseño basado en la teoría de control moderno, el método de asignación de polos, de manera de lograr un sistema con una frecuencia natural de 6.4 Hz y factor de amortiguamiento de 0.7. Para esto se identificó el proceso correspondiente a la pared arterial y a la respuesta del actuador, cuya entrada era la presión en el manguito y la salida era PPG, Fig. 4.13, utilizando un modelo de segundo orden. Sin embargo, en la señal de entrada no se consideró a la presión arterial (que excita al sistema ininterrumpidamente con una amplitud considerable) y en la señal de salida, la señal de PPG a lazo cerrado es casi constante, lo que no permite obtener suficiente información del proceso. Esto limita a la precisión de la identificación (de la que no se muestran resultados).

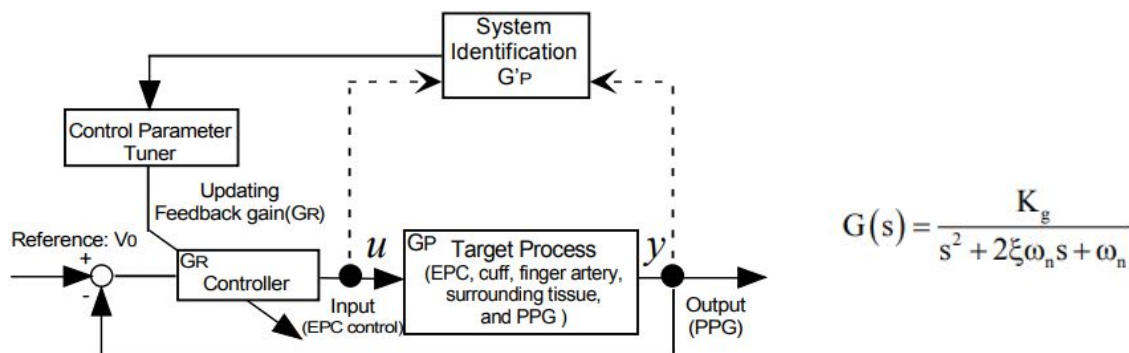


Fig. 4.13 – Diagrama en bloques de un control diseñado con el método de asignación de polos, (Nogawa, et al., 2011), de manera de lograr un sistema con una frecuencia natural de 6.4 Hz y factor de amortiguamiento de 0.7. Sin embargo, en la señal de entrada no se consideró a la presión arterial (que excita al sistema ininterrumpidamente con una amplitud considerable) y en la señal de salida, la señal de PPG a lazo cerrado es casi constante, lo que no permite obtener suficiente información del proceso

4.3.3 Resumen

Si bien existe poca documentación sobre los métodos de diseño del sistema de control, puede decirse que las estructuras de control propuestas no incorporan (o lo hacen de forma limitada) un modelo para la dinámica de la planta (correspondiente a la pared arterial) y el actuador (generador de ondas de presión). Tampoco consideran perturbaciones del sistema (como la presión arterial) o ruido (como el ruido del compresor). En consecuencia, el diseño del control se realiza con métodos heurísticos, lo que limita tanto la adaptabilidad y el análisis del sistema de control, como la identificación de la dinámica de la planta y actuador.

4.4 Otros sitios de medición (por presurización local)

En vez de comprimir al dedo concéntricamente, es posible aplicar presión de forma local, Fig. 4.14, utilizando un manguito que se infla en una región (tipo disco) (Song, et al., 2009). Esto reduce la congestión venosa durante mediciones de larga duración, que resulta en mayor comodidad y elimina la necesidad de un segundo manguito, para intercambiar el dedo de medición. Tiene como desventaja que es necesario posicionar el manguito sobre la arteria y no debe desplazarse.

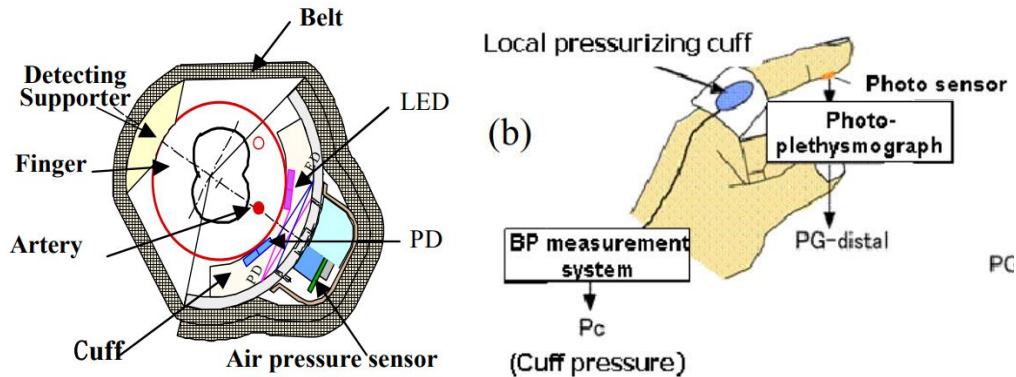


Fig. 4.14 – Dibujo del sensor que permite presurización local en el dedo (Song, et al., 2009). Esto reduce la congestión venosa durante mediciones de larga duración, que resulta en mayor comodidad y elimina la necesidad de un segundo manguito, para intercambiar el dedo de medición. Tiene como desventaja que es necesario posicionar el manguito sobre la arteria y no debe desplazarse.

El uso de presurización local permite aplicar el método de compensación de volumen en otros sitios, que se mencionan en la Tabla 4.1. En estos casos es necesario utilizar fijaciones incómodas diseñadas a medida, además de que se debe realizar una compensación hidrostática (con un sensor de distancia al corazón). Estas variantes son versiones prototipo que no son comercializadas y necesitan mayor desarrollo.

Lugar de medición	Ventajas y desventajas	Referencias
Dedo (art. digital)	Manguito inflable, Fig. 4.14 + cómodo, pequeño - sensible a posicionamiento	(Song, et al., 2009)
Muñeca (art. radial)	Brazalete, Fig. 4.15 + Más cercano a presión central - Artefactos por movimiento de mano	(Tanaka, et al., 2005) (Tanaka, et al., 2007)
Pie (art. dorsal)	Banda tipo tobillera, Fig. 4.15	(Ogawa, et al., 2011).
Cabeza (art. temporal)	Fijación colocada en la cabeza, Fig. 4.15 - incomodidad	(Tanaka and Yamakoshi, 1996) (Chin and Panerai, 2013)
Cintura	Actuador lineal colocado en el asiento de un sanitario + monitoreo domiciliario - actuador con respuesta limitada	(Tanaka, et al., 2006) (Tanaka, et al., 2006)

Tabla 4.1 – Variantes del lugar de medición utilizando el método de compensación de volumen.

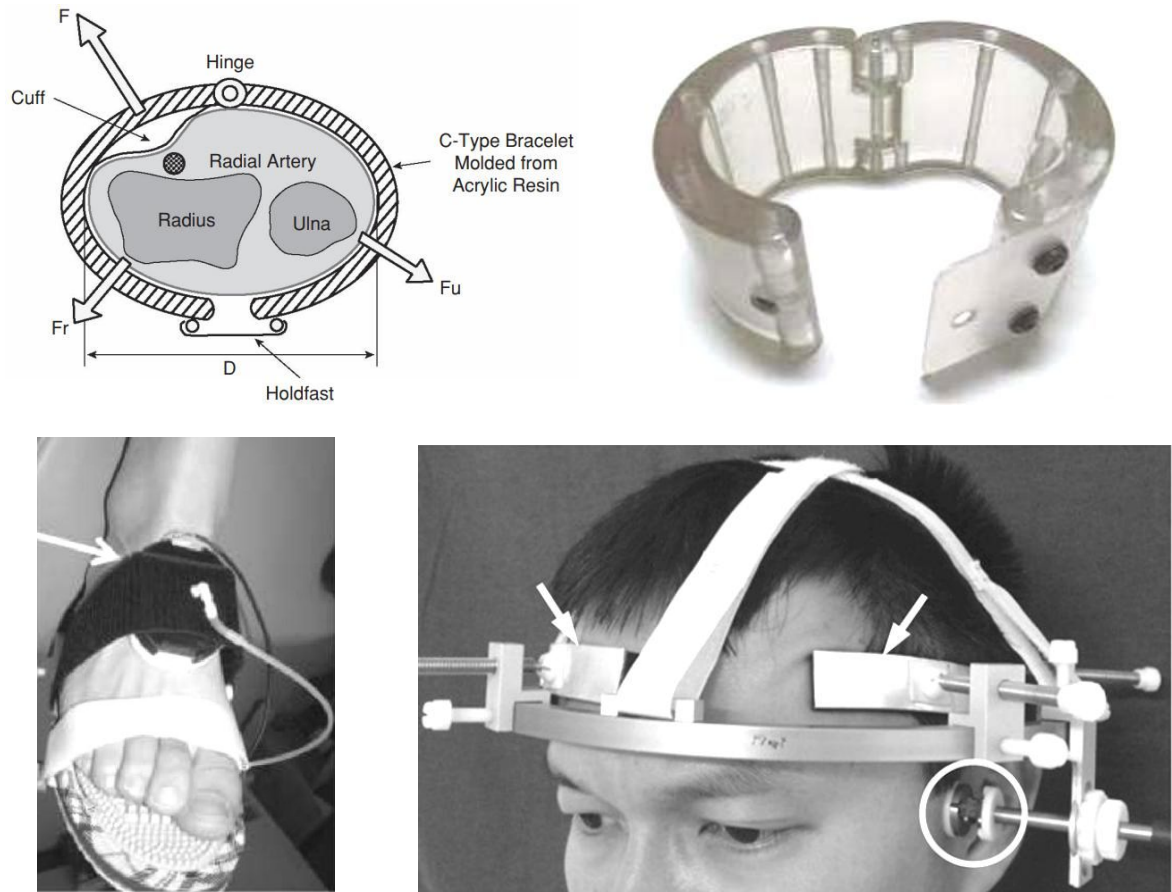


Fig. 4.15 . Medición en distintos sitios utilizando presurización local. Brazaletes que permite la medición en la arteria radial (arriba izquierda y derecha) (Tanaka, et al., 2007). Fijaciones que permiten medir en la arteria dorsal del pie (abajo izquierda) (Ogawa, et al., 2011) o en la arteria temporal (abajo derecha) (Tanaka and Yamakoshi, 1996, Chin and Panerai, 2013).

Capítulo 5. MÉTODO VIBRACIONAL PARA LA RECALIBRACIÓN: LIMITACIONES

Con el objetivo adaptar el punto de máxima compliance sin interrumpir las mediciones, se propuso el método vibracional. Este consiste en generar vibraciones de alta frecuencia en la presión externa y medir la respuesta en la señal de *PPG*, cuya amplitud depende de la compliance de la pared arterial. Esta información podría utilizarse para actualizar el valor de *PPG_{ref}*.

El método fue implementado a lazo abierto pero no pudo ser implementado a lazo cerrado debido a limitaciones técnicas, en particular, inestabilidad en el sistema de control. Se discuten estas limitaciones y se proponen soluciones para resolverlas.

En la siguiente sección se proponen los Objetivos de la Tesis, motivadas por las limitaciones mencionadas.

5.1 Método Vibracional

Con el objetivo de adaptar el punto de máxima compliance sin interrumpir las mediciones, se propuso el método vibracional (Shimazu, et al., 1989, Penaz, 1992). Este método consiste en generar vibraciones de alta frecuencia en la presión externa y medir la respuesta en la señal de volumen, cuya amplitud depende de la compliance de la pared arterial. Si la amplitud de las oscilaciones de presión es constante, entonces la oscilación de volumen de mayor amplitud se corresponde con el punto de máxima compliance. Se debe tener en cuenta que la frecuencia de las oscilaciones debe ser mayor que el mayor armónico de la presión arterial entonces, de forma que las dos señales estén separadas en frecuencia.

Este método puede aplicarse con el control a lazo abierto o a lazo cerrado, como se explica a continuación.

5.1.1 A lazo abierto

A lazo abierto, la presión externa es una señal constante (o una rampa) sobre la cual se generan vibraciones, mientras que la señal de *PPG* es igual al pulso arterial sumado a las vibraciones inducidas, Fig. 5.1. Se elige entonces *PPG_{ref}* como el valor medio de *PPG* correspondiente a la vibración en *PPG* de mayor amplitud (Shimazu, et al., 1989, Tanaka, et al., 2007).

El método fue comparado con mediciones de presión directas y con el método de compensación de volumen con un error aceptable, sin embargo no fue comparado con el método oscilométrico por fotopleletismografía, el "gold standard" para determinar la máxima compliance en el dedo.

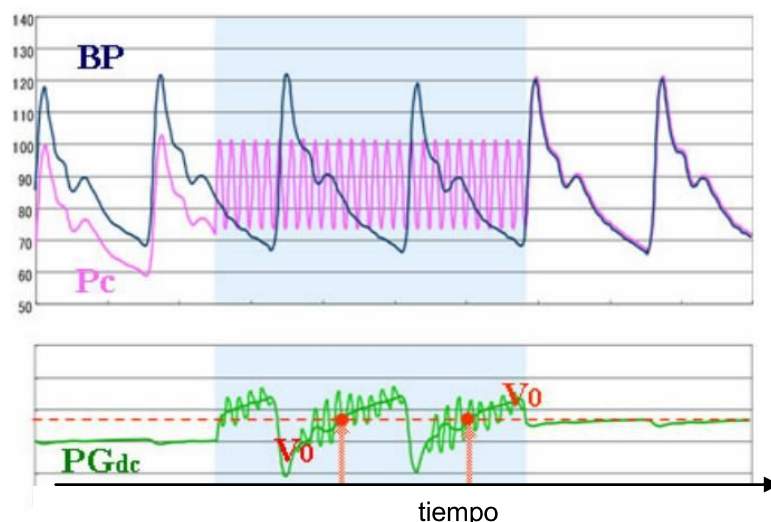


Fig. 5.1 – Recalibración basada en el método vibracional a lazo abierto. Se inducen vibraciones (18 a 22 Hz) en la presión externa, *Pc*, y se mide la amplitud de las vibraciones en esta frecuencia en la señal de fotopleletismografía, *PG*. Se elige *PPG_{ref}* (*Vo*) como el valor de *PG_{dc}* cuando la amplitud de las vibraciones de alta frecuencia tienen máxima amplitud. De esta forma la presión externa *Pc* coincide con la presión arterial *BP*.

5.1.2 A lazo cerrado

A lazo cerrado, la presión externa es la onda de presión arterial sobre la cual se generan las vibraciones, mientras que la señal de *PPG* sigue a *PPG_{ref}* sumado a las vibraciones inducidas, Fig. 5.2. Entonces se puede estimar la compliance en la frecuencia de las vibraciones como la amplitud de las vibraciones en *PPG*, asumiendo que la amplitud de las vibraciones en la presión externa es constante.

Para decidir si se debe modificar el valor de *PPG_{ref}*, se propuso comparar los valores de compliance durante la sístole y diástole. Si durante la sístole, la compliance resultara menor, se debe reducir *PPG_{ref}* y viceversa (Penaz, 1989, Penaz, 1992, Penaz, 1995, Penaz, et al., 1997).

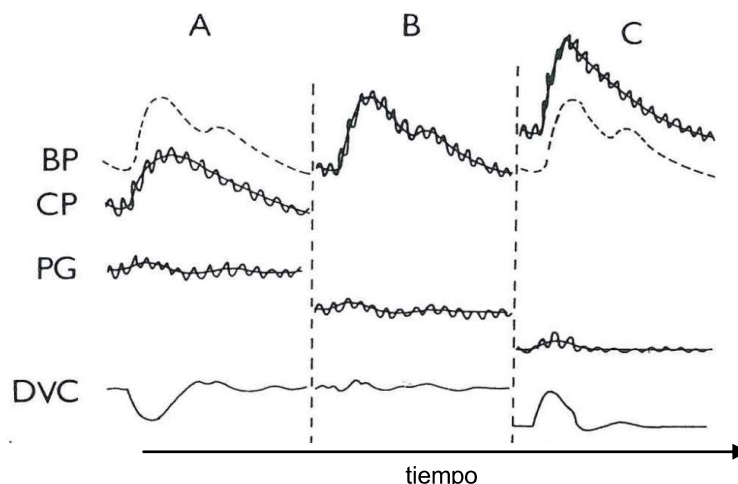


Fig. 5.2 – Recalibración basada en el método vibracional a lazo cerrado. Se inducen vibraciones en la presión externa, *CP*, de amplitud constante y se calcula la compliance *DVC* como la amplitud de las vibraciones en la señal de fotopleletismografía, *PG*. Entonces, se debe reducir *PPG_{ref}* si la compliance *DVC* durante la sístole es menor que durante la diástole y viceversa. En este caso, la presión externa, *CP*, será igual a la presión arterial, *BP*, y la señal fotopleletismográfica, *PG*, se mantendrá en torno al punto de máxima compliance. Sin embargo, debido a limitaciones técnicas (inestabilidad del control), el método vibracional no pudo ser implementado a lazo cerrado.

5.2 Limitaciones

Debido a limitaciones técnicas, el método vibracional no pudo ser implementado a lazo cerrado, en simultáneo a mediciones de presión, ya que el sistema de control resultó inestable, Penaz, 1992. Las posibles causas se discuten a continuación.

Se utilizaron oscilaciones de presión con una elevada amplitud (entre 7 y 20 mmHg), que pudieron perturbar al sistema de control hasta su inestabilidad. La necesidad de esta elevada amplitud se relaciona con la alta frecuencia (50 Hz) elegida para las oscilaciones, debido a que la respuesta de las oscilaciones de volumen es atenuada en las altas frecuencias (la pared arterial tiene una respuesta de filtro pasa bajos).

Otro error metodológico consiste en asumir como constante a la amplitud de las oscilaciones de presión en el cálculo de la compliance, ya que puede haber variaciones en esta señal.

Además de estas limitaciones técnicas, el criterio propuesto para adaptar la referencia al punto de máxima compliance sin interrumpir las mediciones de presión requiere comparar la compliance durante la sístole y la diástole, cuya diferencia puede ser muy pequeña debido a la lenta respuesta de la pared arterial.

Por último, la validación del método vibracional es discutible, ya que no fue comparado con el método oscilométrico por fotopleletismografía, el "gold standard" para determinar la máxima compliance en el dedo.

5.3 Discusión y conclusión

Para resolver las limitaciones existentes se propone lo siguiente.

1. Implementar un dispositivo basado en el método de compensación de volumen, de forma de poder controlar, caracterizar y modificar sus componentes.
2. Diseñar un control cuya ganancia entorno a la frecuencia de las vibraciones esté limitada y pueda adaptarse en caso de observar una inestabilidad.
3. Generar vibraciones con una amplitud baja, cercana a los 2 mmHg, reduciendo la perturbación al sistema.
4. Generar vibraciones con una frecuencia baja, cercana a los 20 Hz, de forma que la amplitud de las vibraciones de volumen no esté demasiado atenuada por la respuesta de la pared arterial.

5. Considerar en el cálculo de la compliance a las variaciones de la amplitud de las vibraciones de presión.

6. Comparar el punto de máxima compliance medido con el método vibracional y un método de referencia (método oscilométrico por fotopleletismografía).

7. Proponer un nuevo criterio para adaptar la referencia al punto de máxima compliance sin interrumpir las mediciones de presión.

OBJETIVOS

OBJETIVOS

El método de compensación de volumen permite evaluar cambios a corto plazo en la presión arterial y obtener parámetros hemodinámicos a partir del análisis de la onda de presión. En los Capítulos previos se discutieron las limitaciones instrumentales y metodológicas asociadas con la implementación este método. En particular, la validez de las mediciones depende de invariancia de la compliance, que debe ser verificada mediante reiteradas calibraciones y consecuentes interrupciones en la medición. Dichas limitaciones motivan los objetivos del presente trabajo de Tesis.

5.4 Objetivo general

El objetivo general de este trabajo de Tesis es contribuir al desarrollo instrumental y metodológico del método de compensación de volumen, permitiendo la identificación de cambios hemodinámicos y la adaptación del sistema a los mismos, de manera de obtener mediciones simultáneas e ininterrumpidas de presión arterial y compliance.

5.5 Objetivos particulares

Contribuir al desarrollo instrumental para la implementación del método de compensación de volumen, mediante la construcción de un dispositivo que:

- sea de diseño sencillo y económico, lo que posibilitaría extender el uso de estos dispositivos,
- permita generar vibraciones de presión de alta frecuencia y medir la respuesta en la señal fotoplefetismográfica, sin introducir inestabilidades en el sistema de control y,
- disponga de un control cuyos parámetros se adapten a la dinámica de la pared arterial.

Contribuir al desarrollo metodológico del método de compensación de volumen, mediante:

- la validación del método vibracional para la determinación del punto de máxima compliance,
- la medición simultánea de presión arterial y compliance con el uso del método vibracional,
- el uso de la medición de los cambios en la compliance para la recalibración automática del dispositivo a lazo cerrado,
- la implementación del método de compensación de volumen con referencia adaptativa en protocolos experimentales para la modificación de la compliance.

RESULTADOS INSTRUMENTALES

Capítulo 6. DISPOSITIVO DESARROLLADO: HARDWARE Y SOFTWARE

En este Capítulo se describen el hardware y el software del dispositivo implementado, Fig. 6.1, que está dividido en 4 placas de circuitos impresos (PCB):

1. la fuente de alimentación, se alimenta por un puerto USB y consume menos de 120 mA;
2. el microcontrolador, calcula el control de la válvula cada 2 ms y se comunica con los periféricos y una PC que tiene una interfaz gráfica de usuario y realiza los cálculos para el monitoreo del funcionamiento del dispositivo y el diseño de los controladores;
3. el fotopleletismógrafo, mide la señal de *PPG* y controla la luz del LED, su offset y ganancia;
4. el generador de ondas de presión, compuesto por el compresor, la válvula proporcional, el sensor de presión y el manguito inflable.

El prototipo tiene diseño sencillo y un costo de desarrollo económico (no supera los US\$ 450), lo que posibilitaría extender el uso de estos dispositivos.

Como conclusión, el dispositivo desarrollado permite diseñar un sistema de control para implementar variantes al método de compensación de volumen, que será tratado en los siguientes Capítulos.

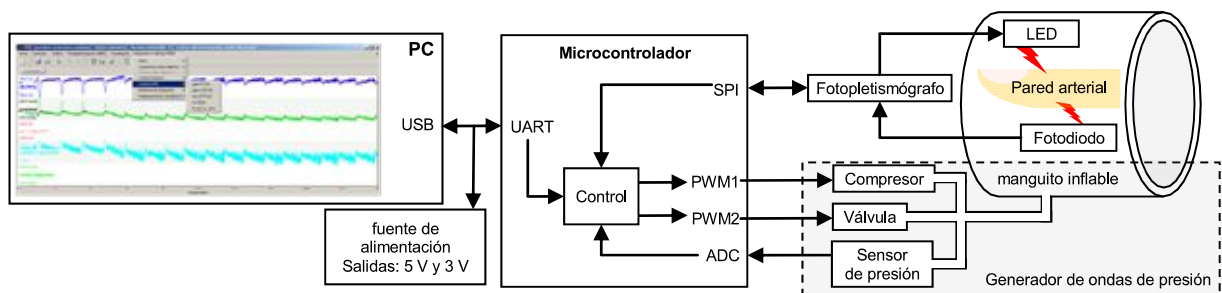


Fig. 6.1 – Diagrama en bloques del dispositivo implementado que muestra al microcontrolador y la comunicación con los periféricos y la PC.

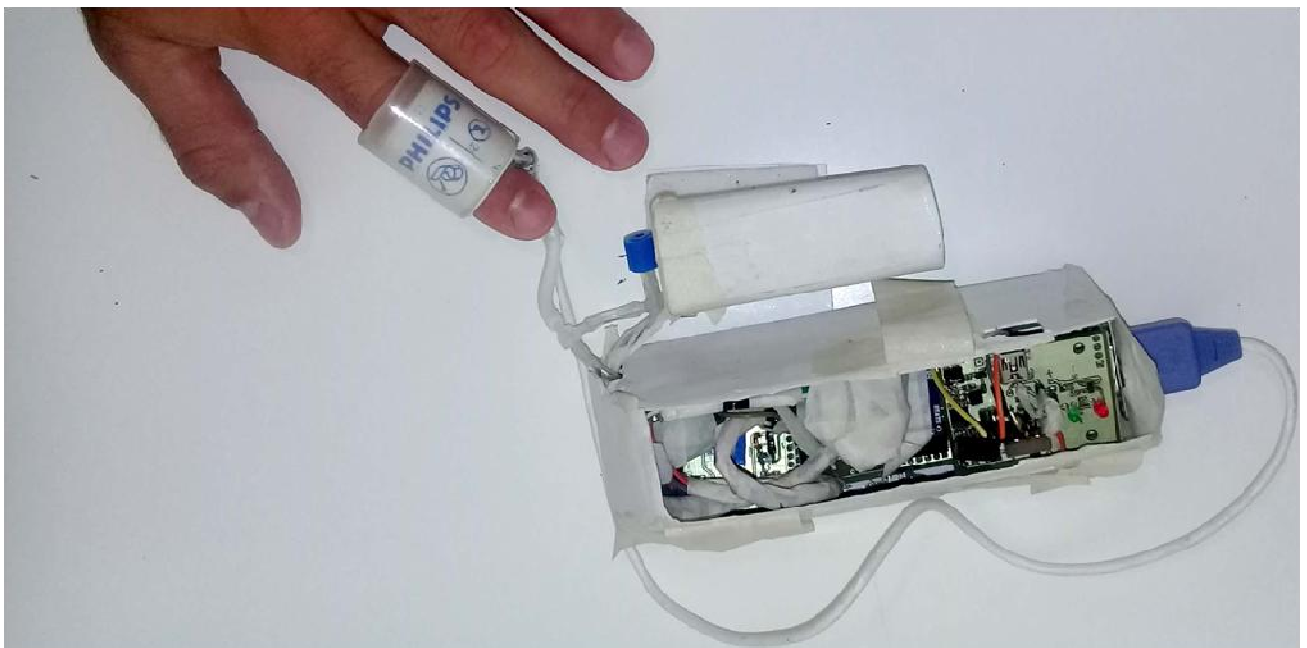


Fig. 6.2 – Manguito inflable colocado en el dedo índice, conectado al prototipo desarrollado. El gabinete más pequeño contiene al compresor y la válvula proporcional. El otro gabinete contiene las placas electrónicas.

6.1 Fuente de alimentación

La fuente de alimentación tiene una entrada de voltaje por un puerto USB-B (3.7 V a 5.5 V), Fig. 6.3. Esta tensión es regulada por el integrado TPS61122 de Texas Instruments® a dos salidas, de 3.3 V y de 5 V, con corrientes estables máximas de 360 mA y 1000 mA, respectivamente. El consumo del dispositivo no supera los 120 mA, por lo que puede ser alimentado por el puerto USB de una PC.

De forma alternativa, se puede seleccionar como entrada de alimentación a una batería recargable de litio de tecnología Li-ION/Li-Polímero, utilizando un "jumper". Esta batería puede ser recargada a través del integrado MCP7381 de Microchip® y dos LEDs, verde y rojo, indican carga completa y en curso respectivamente.

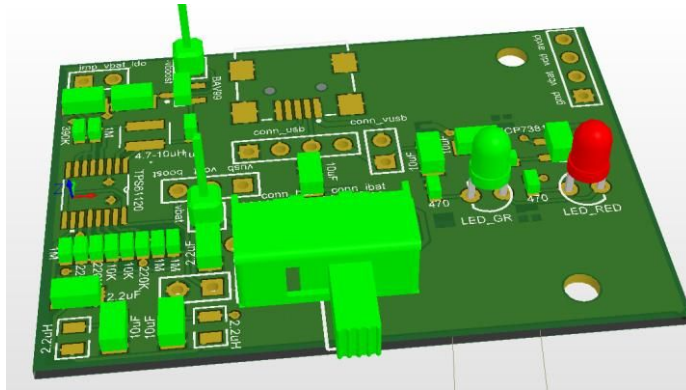


Fig. 6.3 – Vista 3D de la placa del circuito electrónico que contiene la fuente de alimentación del dispositivo.

6.2 Microcontrolador

Se utilizó el microcontrolador dsPIC33FJ32GP204 de Microchip® de 16 bits, 2 KB de RAM, Fig. 6.4, alimentado con 3.3 V y configurado con una frecuencia de ejecución de 3.685 MHz (utilizando un oscilador interno a 7.37 MHz). El microcontrolador tiene un programa ("firmware") que se ejecuta cada 2 ms (500 Hz) cuya función es comunicarse con los periféricos y calcular la señal de control sobre la válvula y compresor en tiempo real.

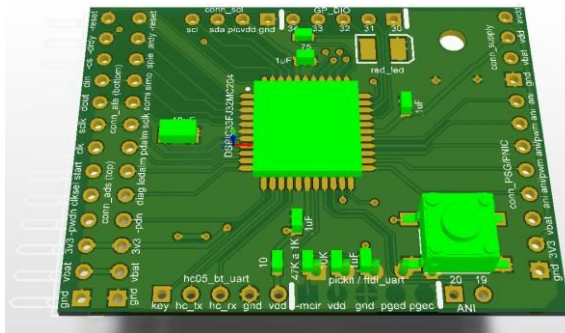


Fig. 6.4 – Vista 3D de la placa del circuito electrónico que contiene el microcontrolador del dispositivo.

6.2.1 Comunicación con los periféricos

El microcontrolador se comunica con los periféricos de la siguiente manera.

- Dos salidas PWM ("pulse-width modulation") entre 0 y 3.3 V a una frecuencia de 6.245 KHz y resolución de 16 bits para controlar a la válvula y el compresor.
- Una entrada ADC ("analog-to-digital converter") de 12 bits entre 0 V y 3.3 V para la señal de presión.
- Comunicación bidireccional por SPI ("serial peripheral interface") a una velocidad de 460.625 KHz para el fotopletismógrafo.
- Comunicación bidireccional por UART ("Universal asynchronous receiver-transmitter") a una velocidad de 115200 baudios para conectarse con una PC.

6.2.2 Comunicación con la PC y GUI (interfaz gráfica de usuario)

Se desarrolló una interfaz gráfica de usuario (GUI), Fig. 6.5, en Matlab® para comunicarse con el microcontrolador desde una PC. La GUI procesa y grafica las señales que recibe del microcontrolador de manera continua, con retrasos del orden de los milisegundos.

Por otro lado, la PC realiza los cálculos para el monitoreo del funcionamiento del dispositivo y el diseño de los controladores y envía los nuevos parámetros al microcontrolador

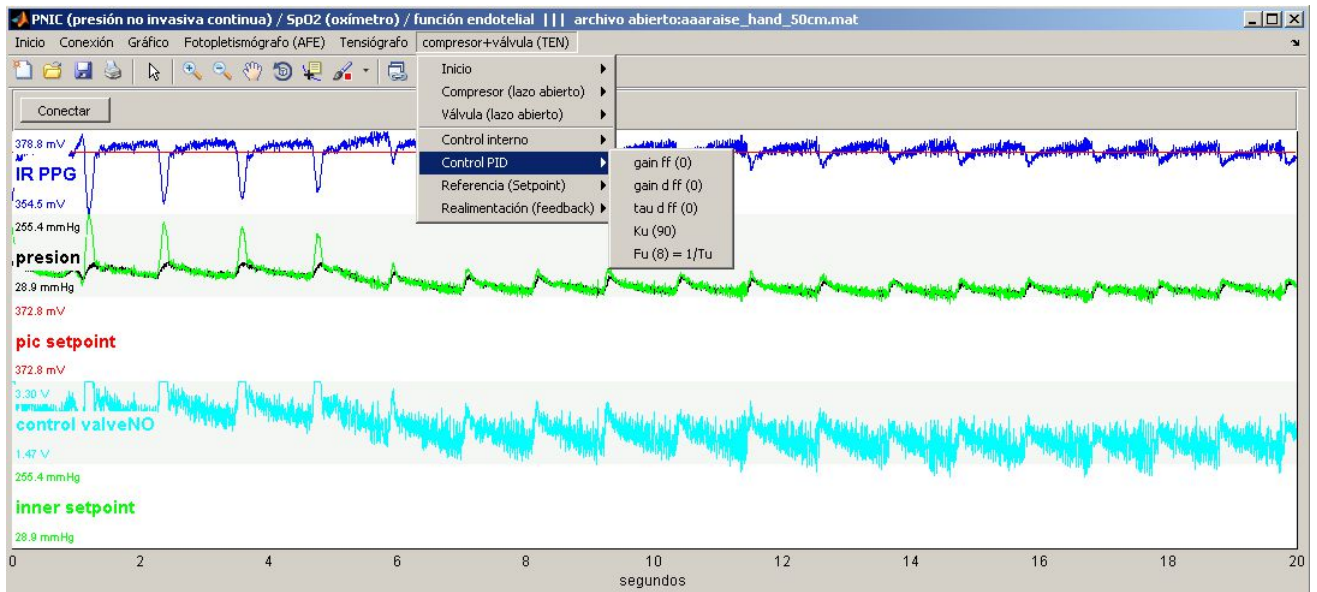


Fig. 6.5 – Interfaz gráfica de usuario diseñada para la comunicación con el microcontrolador y la visualización continua de las señales.

6.3 Generador de ondas de presión

El generador de ondas de presión, Fig. 6.6, contiene los circuitos que acondicionan las señales de control de la válvula y del compresor, recibidas desde el microcontrolador, y envía a este la señal del sensor de presión. Estos componentes se muestran en la Fig. 6.7 y su funcionamiento se describe a continuación.

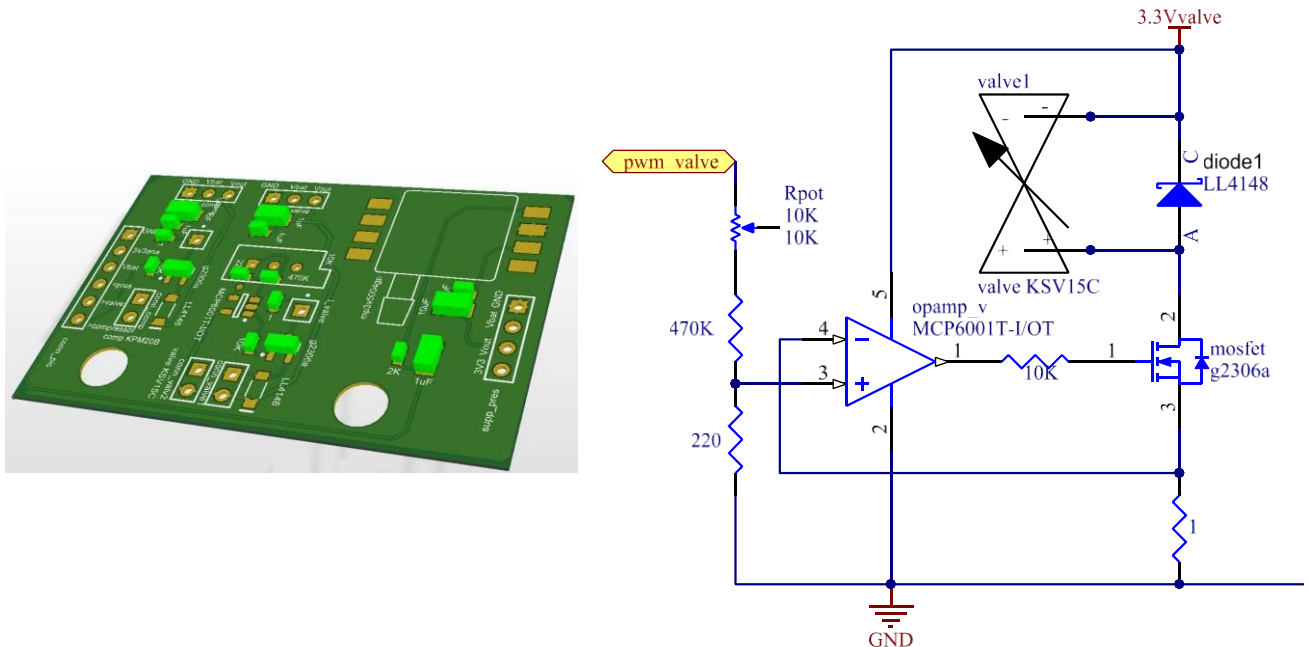


Fig. 6.6 – Izquierda: vista 3D de la placa del generador de ondas de presión. Derecha: circuito electrónico de la placa que contiene el circuito de acondicionamiento de la señal para controlar la válvula proporcional.

6.3.1 Válvula proporcional

Se utilizó una válvula solenoide proporcional de una vía, normal abierta (KSV15C de Koge®) que soporta un voltaje máximo de 3 V y una corriente máxima de 110 mA. La señal PWM fue amplificada con un transistor MOSFET tipo N modelo (g2306a de GTM Corporation®) junto a una amplificador operacional (MCP6001 de Texas Instruments®) para linealizar su respuesta, Fig. 6.6. Un divisor de tensión resistivo en

la entrada no inversora del operacional, permite limitar la corriente máxima de la válvula. Un diodo “flyback” de protección (114148 de Vishay®) se conectó en paralelo a la válvula.



Fig. 6.7 – Válvula proporcional (izquierda), compresor (centro) y transductor de presión (derecha) utilizados.

6.3.2 Compresor

Se utilizó un compresor de tipo diafragma con motor de corriente continua (KPM20B-3B de Koge®) que tiene un flujo máximo de 1.6 lpm, una presión máxima de 400 mmHg, una corriente máxima de 1200 mA, un voltaje máximo de 3V y un voltaje de reinicio de 2 V. Para controlar el porcentaje de trabajo del compresor con la señal PWM del microcontrolador, se utilizó el regulador de tensión (TPS73225 de Texas Instruments®).

6.3.3 Transductor de presión

Se utilizó un transductor de presión de estado sólido (MP3V5050GP de Freescale Semiconductor®). Su rango de medición es de 0 mmHg a 375 mmHg y su salida es analógica y amplificada, entre 0 V y su tensión de alimentación, que debe ser menor a 3.3 V. La salida de presión fue calibrada contra un barómetro (Testo® 526-1 0560/5280) con una exactitud de 1.5 mmHg y resolución de 0.075 mmHg. La salida del transductor de presión se conectó a un filtro pasa bajos analógico antialias con una frecuencia de corte de 79.6 Hz ($R = 2 \text{ K}\Omega$ y $C = 1 \text{ }\mu\text{F}$) y retraso de grupo menor a 2 ms.

6.3.4 Manguito inflable

Se utilizó un manguito inflable de una vía tamaño neonatal comercialmente disponible, Fig. 6.8. Para evitar reducir la velocidad de respuesta del sistema, se colocó el manguito junto al sensor de presión y el actuador, de forma de minimizar el uso de tubuladuras. Además el material es poco distensible (polipropileno o poliuretano). El tamaño del manguito debe tener un largo entre el 80 % a 100 % de la circunferencia del dedo, De acuerdo a la recomendación para la medición de presión arterial (Pickering, et al., 2005).



Fig. 6.8 – Manguito inflable utilizado en el prototipo desarrollado.

6.4 Fotopletismógrafo

El fotopletismógrafo está compuesto por un LED infrarrojo (IR) y un fotodiodo de un sensor de oximetría descartable Nellcor®, conectados a un integrado (AFE4490 de Texas Instruments®) que controla la corriente del LED y acondiciona y digitaliza la señal del fotodiodo para ser enviada al microcontrolador.

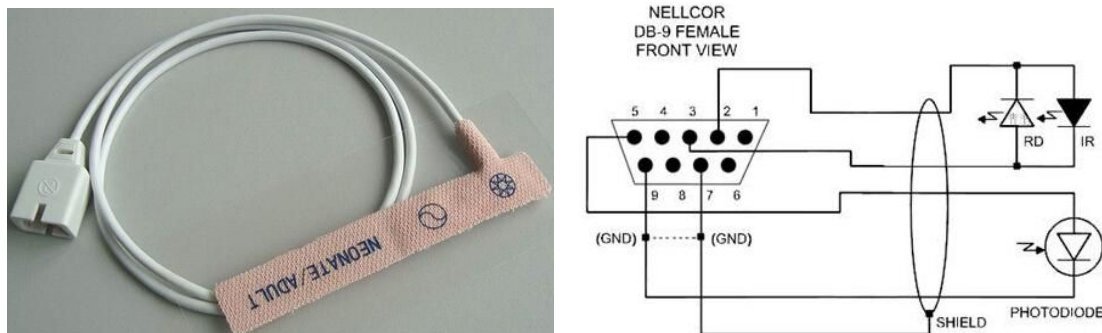


Fig. 6.9 – Izquierda: El LED y fotodiodo se obtuvieron de un sensor de oximetría descartable. Derecha: circuito eléctrico entre el conector DB9, el LED IR, el fotodiodo y la malla de protección.

Se adhirieron el LED y el fotodiodo del sensor a la cara interna del lado inferior del manguito inflable, Fig. 6.10, ya que la arteria digital se encuentra debajo de la falange.

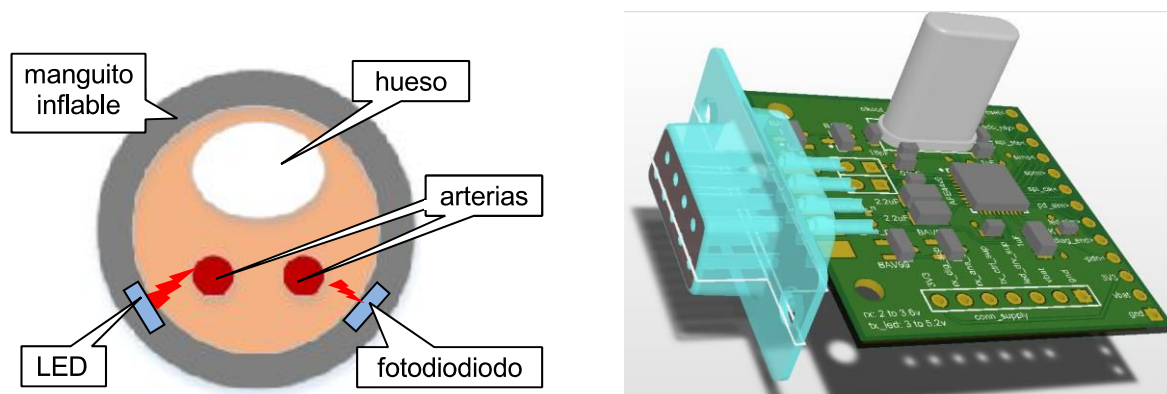


Fig. 6.10 – Izquierda: vista transversal que muestra la disposición del LED y fotodiodo con respecto a la arteria digital del dedo. Derecha: vista 3D de la placa del sensor de fotopleletismografía.

6.5 Costo de los componentes

El precio FOB de los componentes utilizados considerando compras unitarias es de US\$ 202, Tabla 6.1. Además se deben considerar costos de envío e impuestos que ascienden a US\$ 250.

Componentes	US\$	Fabricante/proveedor
Fotopleletismógrafo	16	Texas Instruments
Sensor de presión	21	Freescale
Microcontrolador	5	Microchip
Válvula proporcional	15*	Koge Micro Tech
Compresor	30*	Koge Micro Tech
Otros componentes	20	genérico
Sensor de PPG descartable	8	genérico
Manguito inflable neonatal	7	genérico
Fabricación PCB (6 mils y doble faz)	30	genérico
Montaje componentes	50	genérico
Total	202	

* se debe considerar un envío de US\$ 150 y un impuesto de US\$ 40

Tabla 6.1 – Costo de los componentes utilizados.

6.6 Conclusión

El dispositivo desarrollado permite diseñar un sistema de control para implementar variantes al método de compensación de volumen. Además tiene diseño sencillo y económico, lo que posibilitaría extender el uso de estos dispositivos.

Capítulo 7. CARACTERIZACIÓN A LAZO ABIERTO DEL GENERADOR DE ONDAS DE PRESIÓN

En este Capítulo se caracteriza al generador de ondas de presión, Fig. 7.1, a lazo abierto en todo su rango de operación con el objetivo de utilizar esta información para diseñar un control que permita reproducir la onda de presión arterial.

El generador de ondas de presión puede representarse como un sistema de dos entradas o actuadores (voltaje aplicado a la válvula y al compresor) y una salida (presión medida en el manguito inflable), Fig. 7.2, con ruido (generado por el compresor). Para su caracterización a lazo abierto, se implementó un protocolo de excitación que consistió en aplicar un tren de pulsos, Fig. 7.3, en ambas entradas en todo su rango de operación, en condiciones de trabajo (manguito colocado en un dedo).

En primer lugar, se realizó un análisis estático en el cual se propuso una función no lineal que relaciona la presión en estado estacionario y el voltaje aplicado a los actuadores, Fig. 7.5, y se obtuvo un buen ajuste ($r^2 > 0.81$) en todo el rango de trabajo. Esta función puede ser utilizada para diseñar un control de prealimentación ("feedforward") con ganancia programable.

En el análisis dinámico, la respuesta no lineal pudo ser linealizada (parámetro $Fit > 70\%$) al trabajar a presiones en torno a los 70 a 160 mmHg, utilizando un modelo de primer orden con parámetros variables según el punto de trabajo, Fig. 7.6. La entrada correspondiente a la válvula respondió con una velocidad caracterizada con una frecuencia de corte f_c cercana a los 5 Hz, mientras que para el compresor f_c fue menor a 1 Hz. Debido a la diferencia en la velocidad de los actuadores, se propuso implementar un control a lazo cerrado en la válvula, mientras que el compresor se utilizará para ajustar el punto de trabajo de la válvula y evitar su saturación ("control de rango medio"). Además, el rango de variación de los parámetros del modelo de primer orden identificado para la válvula (ganancia K_p entre 55 y 75 mmHg/V y un tiempo característico T_p entre 22 y 32 ms), será utilizado para diseñar el control y para facilitar la identificación "online" (a lazo cerrado) de estos parámetros, ya que la excitación del sistema está limitada por la señal de entrada. De esta manera, los parámetros identificados en torno al punto de trabajo, permitirán rediseñar el control ante cambios del sistema.

Por último, se cuantificó el ruido introducido por el compresor con el objetivo de diseñar un filtro para su eliminación. La amplitud del ruido varió entre 1.5 y 5 mmHg (valor cuadrático medio), Fig. 7.7, para todo el rango de variación de las señales de entrada. Al aplicar un voltaje constante en las entradas, el ruido se encontró bien localizado en una frecuencia fundamental y su segundo armónico, (Fig. 7.8, gráfico izquierdo). Sin embargo, al generar una onda de presión (donde el voltaje aplicado a la válvula varía), se observó que el ruido estaba poco localizado (Fig. 7.8, gráfico derecho). Esto puede explicarse a partir de la variación medida en la frecuencia fundamental (entre 22 y 80 Hz) en función del voltaje aplicado a la válvula, Fig. 7.9. Respecto al diseño del control, no es posible implementar un filtrado del ruido en la señal de realimentación, ya que se introduciría una demora no tolerable en el lazo cerrado para lograr la velocidad de respuesta deseada. En cambio, se diseñará un control limitando la ganancia del sistema realimentado en torno al rango medido de las frecuencias del ruido de forma de no amplificarlo. Por otro lado, al implementar el método vibracional, se deben generar vibraciones de presión con una frecuencia menor a 22 Hz para evitar una superposición con el ruido.

Como conclusión, la información obtenida en la caracterización a lazo abierto, será utilizada, en el Capítulo siguiente, para diseñar el control implementado en el dispositivo desarrollado.

7.1 Introducción

El dispositivo desarrollado (descrito en el capítulo previo) incluye un subsistema que llamamos "generador de ondas de presión", Fig. 7.1, cuya función es generar ondas de presión arterial en el manguito inflable. Para esto, el subsistema incluye un control (C_i) a lazo cerrado, realimentado por la presión externa (P_e) medida en el manguito y una entrada, la presión deseada (P_d). La salida del control es el voltaje sobre la válvula (uv) que, junto al voltaje sobre el compresor (vc), son los dos actuadores y entradas a la planta (P_i) que representa a la dinámica del conjunto formado por el compresor, la válvula y el manguito inflable, cuyo uso de tubuladuras ("aire muerto") debe reducirse. La salida de la planta se suma al ruido nc generado por el compresor.

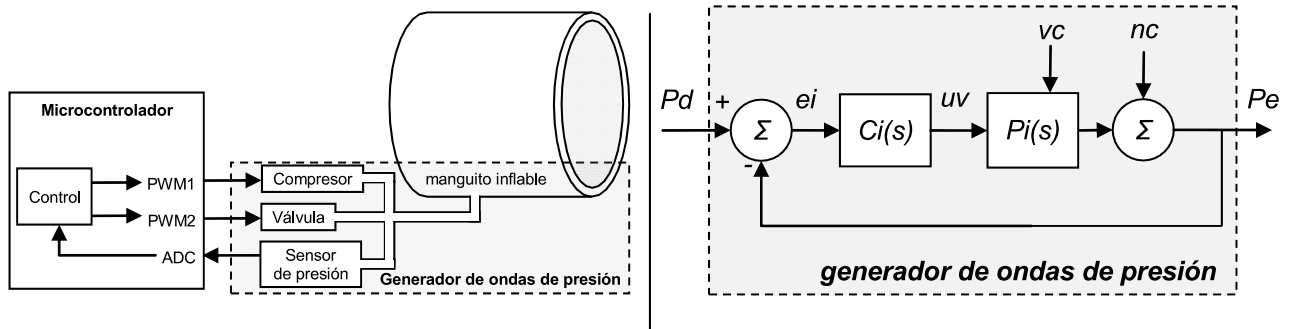


Fig. 7.1 – Izquierda: diagrama en bloques de los componentes del generador de ondas de presión, compuesto por la válvula, el compresor, el manguito inflable, el sensor de presión y un control a lazo cerrado implementado en el microcontrolador. Este tiene una entrada ADC (convertor analógico digital), y dos salidas PWM (modulación por el ancho de pulso). Derecha: Estructura del control del generador de ondas de presión. P_d : presión deseada; P_e : presión externa medida; e_i : error; u_v : voltaje aplicado a la válvula; v_c : voltaje aplicado al compresor; C_i : control; P_i : planta de la dinámica definida por el compresor, válvula y manguito inflable; n_c : ruido del compresor.

En este capítulo se realiza una caracterización a lazo abierto (sin control, Fig. 7.2) de la respuesta estática, dinámica y del ruido de la planta P_i en todo el rango de trabajo de sus dos entradas u_v y v_c , en condiciones de trabajo (manguito colocado en un dedo). Esta información será usada, en el Capítulo siguiente, para diseñar el control C_i a lazo cerrado.

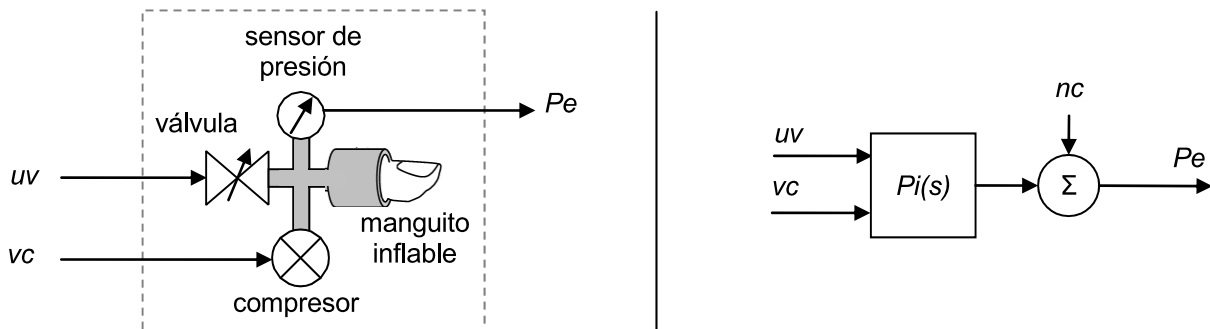


Fig. 7.2 – Señales de entrada y salida del generador de ondas de presión sin realimentación. Izquierda: diagrama en bloques de los componentes. Derecha: la planta (P_i) representa la dinámica definida por el compresor, la válvula y el manguito inflable. P_e : presión externa medida; u_v : voltaje aplicado a la válvula; v_c : voltaje aplicado al compresor; n_c : ruido del compresor.

7.2 Materiales y método

7.2.1 Protocolo de excitación

En una entrada se aplicó una señal de tren de 3 pulsos con un período de 2 segundos y 50% de ciclo de trabajo. El valor de base ("offset") se varió de 0 a 90 % en pasos de 10 %, Fig. 7.3, mientras que la amplitud del pulso fue de 10, 20 y 40 %, donde los porcentajes se expresan en relación al voltaje máximo aplicable, es decir 3.3 V. Los valores de amplitud de pulso se eligieron de forma que la amplitud de pulso a la salida estuviera en el orden de 10 a 50 mmHg, valores similares a la amplitud de pulso de la presión arterial.

Simultáneamente, en la segunda entrada se aplicó un voltaje constante. El protocolo se repitió aumentando este voltaje de 0 % a 100 % en pasos de 10 %. Luego se implementó el mismo protocolo intercambiando las señales de entrada.

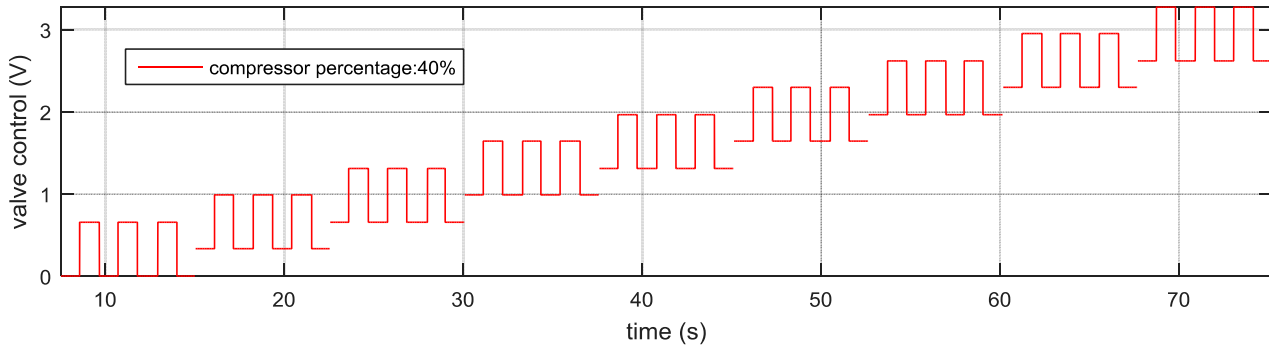


Fig. 7.3 – Protocolo de excitación. En la válvula se aplicó una señal de voltaje tipo tren de pulsos con una amplitud del 20 % del voltaje máximo de 3.3 V. Se repitió para valores de base (offset) aumentando de 0 % en pasos de 10 %. Simultáneamente, en el compresor se aplicó un control constante del 40 %. La señal de salida se muestra en la Fig. 7.4.

7.2.2 Variables analizadas

Para el análisis estático, se propusieron distintos tipos de funciones no lineales para relacionar las entradas (uv y vc) y la salida en estado estacionario (Pes), es decir la presión alcanzada al finalizar el escalón. Los parámetros de las funciones propuestas se determinaron realizando un ajuste por cuadrados mínimos. Para cada ajuste se calculó el coeficiente r^2 como

$$r^2 = \frac{\sum (fes(uv,vc) - \langle Pes(uv,vc) \rangle)^2}{\sum (Pes(uv,vc) - \langle Pe(uv,vc) \rangle)^2} \quad (7.1)$$

donde $fes(uv,vc)$ es la presión calculada con la función de ajuste y $\langle Pes(uv,vc) \rangle$ es el valor medio de la presión estática medida.

Para el análisis dinámico, se ajustaron las señales temporales a un modelo de primer orden (tipo filtro pasa bajos) con retraso. Este modelo describe a la dinámica de la planta Pi y su función de transferencia (definida como la relación entre la salida Pe y la entrada UV) se escribe

$$Pi(s) = \frac{Pe(s)}{UV(s)} = \frac{Kp}{Tp \cdot s + 1} \cdot e^{-Td} \quad (7.2)$$

donde s es la variable de Laplace, Kp es la ganancia del sistema a frecuencia cero, Tp es el tiempo característico (o "tau") y Td es el tiempo de retraso (es decir, la demora entre la entrada y la salida). La frecuencia de corte fc de este sistema puede calcularse como $fc = 1/(2 \cdot \pi \cdot Tp)$.

Se calcularon los parámetros del modelo lineal para cada tren de pulsos. Su bondad de ajuste fue cuantificada con el error cuadrático medio normalizado, definido por el parámetro Fit ,

$$Fit(\%) = 1 - \frac{\|Pe(t) - ym(t)\|}{\|Pe(t) - \langle Pe(t) \rangle\|} \cdot 100\% \quad (7.3)$$

donde t es la variable temporal, $ym(t)$ es la salida del modelo, $\langle Pe(t) \rangle$ es el valor medio de la presión medida y $\| \cdot \|$ representa el módulo de norma 2 (la raíz cuadrada de los valores al cuadrado).

Para el análisis del ruido introducido por el compresor, se calculó la magnitud de la Transformada de Fourier de la señal de presión.

Las señales fueron adquiridas con una frecuencia de muestreo de 500 Hz. Para el análisis estático y dinámico, la señal de presión fue filtrada con un filtro pasa bajos (FIR, ventana Hamming, orden 148) con una frecuencia de corte de 28 Hz.

7.3 Resultados

La Fig. 7.4 muestra la respuesta no lineal al aplicar el protocolo de excitación de la Fig. 7.3. Se graficó la señal de presión medida (negro), la presión luego de aplicar el filtro pasa bajos (azul) y la presión calculada con la función no lineal (magenta) propuesta en el análisis estático, que se discute a continuación.

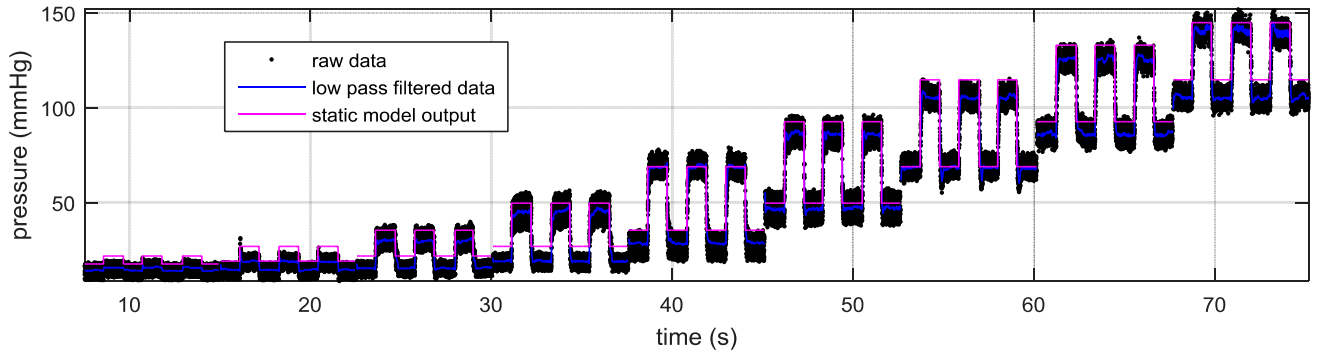


Fig. 7.4 – Respuesta a lazo abierto del generador de ondas de presión. Se aplicó sobre la válvula el voltaje de la Fig. 7.3 correspondiente al protocolo de excitación. Se graficó la señal de presión medida (negro), la presión luego de aplicar un filtro pasa bajos (azul) y la presión calculada con la función de ajuste del análisis estático (magenta). Esta función muestra un ajuste aceptable al comportamiento no lineal.

7.3.1 Análisis estático

En la Fig. 7.5 se observa la relación no lineal medida y la función $fes(uv, vc)$ determinada empíricamente, que se escribe como

$$fes(uv, vc) = 187\text{mmHg} \cdot \left(1 - e^{\frac{-vc+0.33V}{0.66V}}\right) \cdot \left(\frac{1}{\frac{-uv+2.4V}{0.5V} + 1} + 0.11\right) \quad (7.4)$$

Se excluyeron las curvas correspondientes a un voltaje aplicado al compresor menor del 30 % ya que el compresor puede encontrarse apagado. En el resto de las curvas, el coeficiente r de ajuste fue mayor a 0.81. La presión máxima alcanzada fue de 190 mmHg.

Esta función puede ser utilizada para diseñar un control de prealimentación ("feedforward") con ganancia programable.

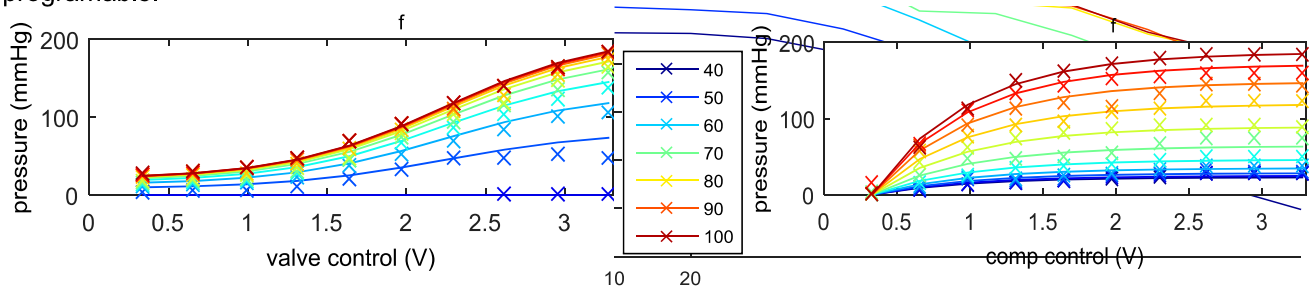


Fig. 7.5 – Relación no lineal medida (x) y función de ajuste (línea continua) para la respuesta de la válvula (izquierda) y compresor (derecha). Se graficó la respuesta al aplicar pulsos de 10 % de amplitud en una entrada, para distintos valores de voltaje aplicado en la otra entrada (mostrado en % en el recuadro central).

7.3.2 Análisis dinámico

La respuesta no lineal fue linealizada utilizando un modelo de primer orden con retraso, con parámetros variables según el punto de trabajo, Fig. 7.6. Se consideraron aquellos parámetros con un buen ajuste, definido por un $Fit > 70\%$.

Para la respuesta de la válvula en presiones en torno a los 70 a 160 mmHg, es posible limitar el rango de la ganancia Kp entre 55 y 75 mmHg/V y el tiempo característico Tp entre 22 y 32 ms (correspondiente a un fc entre 5 y 7.2 Hz) mientras que el retraso Td resultó despreciable (entorno a 2 ms, comparable con el tiempo de muestreo de 2 ms). En comparación, la respuesta del compresor fue más lenta ($Tp > 50$ ms y $Td > 10$ ms).

Para obtener el rango de variación de Tp de la válvula en distintas condiciones de trabajo, se repitió el análisis dinámico sin manguito inflable (minimizando el "aire muerto"), y entonces Tp se redujo hasta 10 ms ($fc = 10$ Hz). En cambio, al colocar el manguito inflable poco ajustado (simulando un aumento del "aire muerto", similar a un aumento del uso de tubuladuras), Tp aumentó por encima de 40 ms ($fc = 4$ Hz).

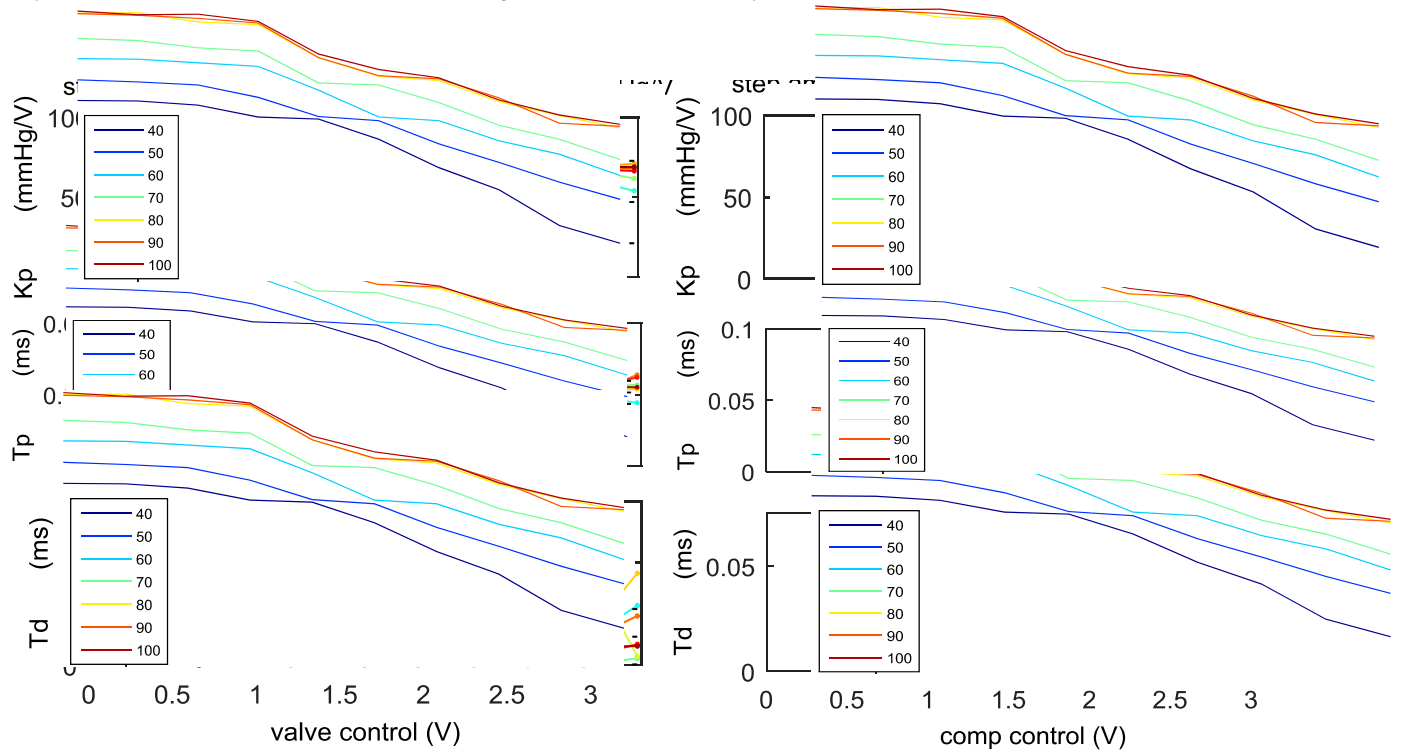


Fig. 7.6 – Variación de los parámetros identificados (-) del modelo lineal de primer orden con retraso para la respuesta de la válvula (izquierda) y compresor (derecha). Se graficó la respuesta al aplicar pulsos de 20 % de amplitud en una entrada, para distintos valores de voltaje aplicado en la otra entrada (mostrado en % en la leyenda de cada gráfico). Para cada parámetro, se graficó su valor medio y desvío estándar en líneas discontinuas.

Debido a la diferencia observada en la velocidad de los actuadores, se propone implementar un control a lazo cerrado en la válvula, mientras que el compresor será utilizado para ajustar el punto de trabajo de la válvula y evitar su saturación ("control de rango medio"), (Allison and Isaksson, 1998).

El control sobre la válvula se diseñará utilizando el rango de variación medido de los parámetros de su dinámica. Además, esta información será utilizada para facilitar la identificación "online" (a lazo cerrado) de estos parámetros, ya que en este caso la excitación del sistema está limitada por la señal de entrada (para generar la onda de presión arterial). De esta manera, los parámetros identificados en torno al punto de trabajo, permitirán rediseñar el control ante cambios del sistema y así mantener la velocidad de respuesta del sistema a lazo cerrado y su estabilidad.

7.3.3 Análisis del ruido

La amplitud del ruido generado por el compresor varió entre 1.5 y 5 mmHg (valor cuadrático medio) según el voltaje aplicado a la válvula y compresor, Fig. 7.7.

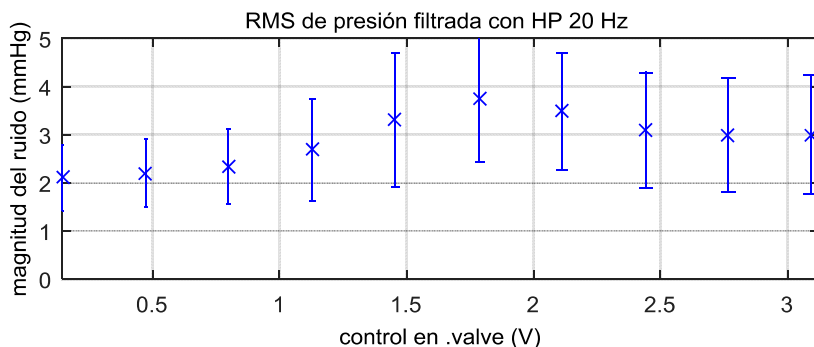


Fig. 7.7 – Amplitud del ruido generado por el compresor, calculador como el valor cuadrático medio al aplicar un filtro HP (pasa altos) de 20 Hz en la señal de presión. Para cada valor de voltaje aplicado a la válvula, se graficó el valor medio (x) con su desvío estándar calculado para las 10 mediciones obtenidas al variar el voltaje aplicado al compresor (de 0 al 90 % en pasos de 10 %).

El ruido se encontró bien localizado en una frecuencia fundamental y su segundo armónico (Fig. 7.8, gráfico izquierdo). Sin embargo, al generar una onda de presión (donde el voltaje aplicado a la válvula es variable), el ruido se encontró menos localizado (Fig. 7.8, gráfico derecho).

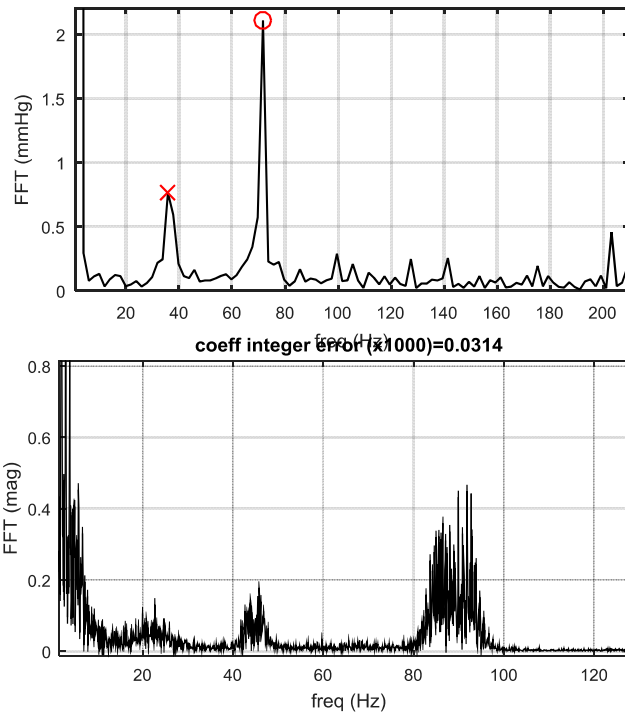


Fig. 7.8 – Análisis frecuencial del ruido mediante la magnitud de la Transformada de Fourier (FFT). Izquierda: al aplicar un voltaje constante en la válvula, se observan dos picos ubicados en la frecuencia fundamental (x) y su primer armónico (o). Derecha: al generar una onda de presión, el voltaje varió y el ruido se encontró menos localizado, dificultando su eliminación en el lazo cerrado de control.

Esto puede explicarse a partir de la variación observada en la frecuencia fundamental (entre 22 Hz y 80 Hz) en función del voltaje aplicado a la válvula y el compresor, Fig. 7.9.

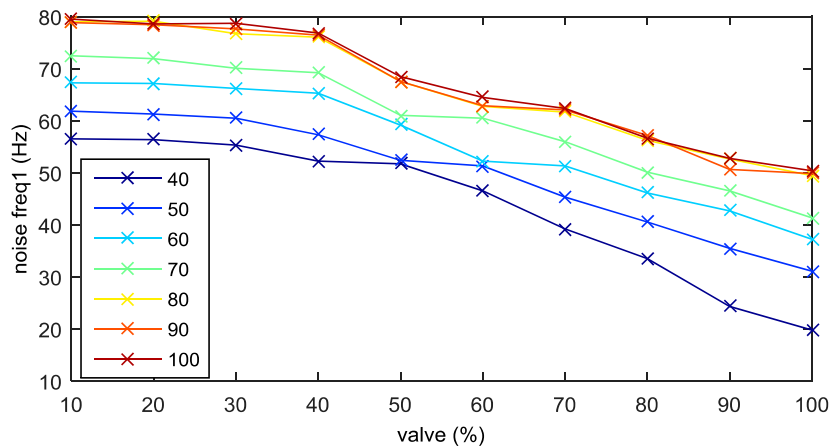


Fig. 7.9 – Variación de la frecuencia fundamental (x) del ruido en función del voltaje aplicado la válvula. Se muestran las curvas obtenidas para distintos voltajes aplicados al compresor (mostrado en % en el recuadro izquierdo).

De acuerdo a esta caracterización, es posible realizar las siguientes conclusiones. Para eliminar el ruido en la señal de realimentación, un filtro pasa bajos con suficiente atenuación, introduciría una demora en el lazo cerrado del control no tolerable para la velocidad de respuesta deseada. Tampoco es posible utilizar un filtro elimina banda (de menor retraso), debido a la amplia variabilidad de la frecuencia del ruido. En cambio, al diseñar el sistema de control realimentado, se debe limitar su ganancia en torno al rango medido de frecuencias del ruido de forma de no amplificarlo. Por otro lado, al implementar el método vibracional, se deben generar vibraciones de presión con una frecuencia menor a 22 Hz para evitar una superposición con el ruido.

7.4 Discusión y Conclusión

En este Capítulo se caracterizó al generador de ondas de presión a lazo abierto en todo su rango de operación con el objetivo de utilizar esta información para diseñar un control que permita reproducir la onda de presión arterial

El generador de ondas de presión se representó con un sistema de dos entradas o actuadores (voltaje aplicado a la válvula y al compresor) y una salida (presión medida en el manguito inflable), cuya dinámica no lineal pudo ser linealizada al trabajar a presiones en torno a los 70 a 160 mmHg, utilizando un modelo de primer orden con parámetros variables según el punto de trabajo. La entrada correspondiente a la válvula respondió con una velocidad caracterizada con una frecuencia de corte cercana a los 5 Hz mientras que para el compresor esta fue menor a 1 Hz. Por otro lado, aunque la frecuencia del ruido generado por el compresor se encontró bien localizada cuando la señal de entrada fue constante, se observó que al aplicar una señal variable de control, la frecuencia del ruido varió en un amplio rango (22 a 160 Hz).

Debido a la diferencia en la velocidad de los actuadores, se propuso implementar un control a lazo cerrado en la válvula mientras que el compresor será utilizado para ajustar el punto de trabajo de la válvula y evitar su saturación ("control de rango medio"). Además, el rango de variación de los parámetros del modelo de primer orden identificado para la válvula, será utilizado para diseñar el control y para facilitar la identificación "online" de estos parámetros (con el control a lazo cerrado en torno al punto de trabajo). Por otro lado, dado que no es posible filtrar el ruido en el lazo cerrado del control (ya que se introduciría una demora no tolerable), se deberá diseñar un control con una ganancia limitada en torno al rango medido de frecuencias del ruido. Finalmente, al implementar el método vibracional, se deberán generar vibraciones de presión con una frecuencia menor a 22 Hz para evitar una superposición con el ruido.

Como conclusión, la información obtenida en la caracterización a lazo abierto, será utilizada en el Capítulo siguiente para diseñar el control implementado en el dispositivo desarrollado.

Capítulo 8. DISEÑO DEL SISTEMA CONTROL

En este Capítulo se describe el diseño del sistema de control a lazo cerrado implementado, cuyos objetivos principales son los siguientes.

- Generar una presión externa igual a la onda de presión arterial, que compense la onda de volumen arterial (método de compensación de volumen). Para esto, el control debe linealizar y aumentar la velocidad la respuesta del generador de ondas de presión.
- No amplificar las vibraciones de presión de alta frecuencia o el ruido introducido por el compresor. De esta forma es posible la evaluación de compliance con el método vibracional.
- Adaptarse a cambios en la dinámica del sistema. Esto se logra rediseñando los parámetros del control para los distintos puntos de trabajo.
- Mantener la pared arterial en el punto de máxima compliance sin interrumpir las mediciones. Para esto se debe adaptar la referencia del control a lazo cerrado.

En primer lugar se propuso un sistema de control (Fig. 8.2) que incluye de manera explícita la señal de presión arterial (perturbación de entrada) y la dinámica PA de la pared arterial (planta). Esto facilita el uso de la teoría del control para diseñar y analizar la respuesta del sistema.

A continuación, se incluyó la dinámica Pi del generador de ondas de presión (actuador) eligiendo una estructura en cascada para el sistema de control (Fig. 8.3): un control interno Ci estabiliza Pi , y un control externo Ce estabiliza PA . Esto permite diseñar los controles de forma independiente para cada una de estas plantas, cuyas características son diferentes.

Para diseñar los controles es necesario conocer de forma aproximada a la dinámica de Pi y PA en torno al punto de trabajo.

Para identificar los parámetros de Pi , utilizamos mediciones a lazo cerrado, lo que permite una identificación en el punto de trabajo, aunque limitada por la excitación a lazo cerrado. Para resolver esto, se utilizó la información obtenida en la caracterización a lazo abierto, donde se determinó que, para el rango de presión arterial, Pi puede modelarse con un sistema de primer orden cuyos parámetros varían en un rango ya determinado.

Para identificar los parámetros de PA , como no es posible medir las señales entrada y salida simultáneamente, se utilizaron mediciones secuenciales, Fig. 8.4, de la onda de presión (a lazo cerrado) y la onda de PPG (a lazo abierto) entorno al punto de trabajo (máxima compliance). Se asumió un sistema de primer orden y se limitó su frecuencia de corte a valores fisiológicos (de 0.8 a 4 Hz).

Para diseñar ambos controles Ci y Ce , se eligió una estructura PI (proporcional-integral) y se utilizó el método de "loop shaping", que consiste en especificar, además de Pi y PA , la frecuencia de cruce de ganancia fc y el margen de fase Pm de la función ganancia de lazo L . Estos parámetros están relacionados con la velocidad de respuesta del sistema a lazo cerrado y su robustez, respectivamente. Se analizó la respuesta del sistema, Fig. 8.5 y Fig. 8.6, para distintos valores de Pm y fgc , y se limitó el rango de estos parámetros de forma de observar un compromiso aceptable entre los objetivos del control, en particular en el rango de frecuencias relevante para las señales de entrada.

Se propuso un diseño inicial conservador, utilizando $fgc = 6$ Hz para Ce y $fgc = 15$ Hz para Ci y $Pm = 60^\circ$ para ambos, asumiendo modelos generalizados para Pi y PA . Al comenzar con las mediciones a lazo cerrado entorno a la máxima compliance, se identifican Pi y PA , permitiendo rediseñar controles más agresivos, aumentando fgc . Luego, se monitoriza la respuesta del sistema (amplificación de las altas frecuencias, inestabilidad, saturación del control, error del seguimiento de la referencia) y se rediseñan controles más agresivos o conservadores, aumentando o reduciendo fgc dentro del rango analizado.

Para mantener la pared arterial en el punto de máxima compliance sin interrumpir las mediciones, se superponen vibraciones de presión de alta frecuencia, y, a partir de la respuesta en las vibraciones en PPG , se estiman cambios en la compliance con el método vibracional, Fig. 8.8, lo que permite adaptar la referencia PPG_{ref} del control Ce a lazo cerrado, Fig. 8.9.

Como conclusión se diseñó un sistema de control, Fig. 8.10 y Fig. 8.11, de acuerdo a los objetivos propuestos, cuya respuesta en protocolos experimentales se analiza en el Capítulo siguiente.

8.1 Definición del problema de control

Para diseñar un sistema de control como el de la Fig. 8., primero se debe caracterizar al sistema que se desea controlar, es decir, obtener toda la información posible respecto a las señales (de entrada y salida), la dinámica de la planta y el actuador, definir el objetivo del control e incluso conocer las limitaciones de la información disponible y modelos propuestos.

El método de compensación de volumen es representado con un sistema de control con realimentación (Wesseling, et al., 1995, Nogawa, et al., 2011) (más detalles en el Capítulo 4), Fig. 8., donde se identifican los siguientes elementos.

r : señal de referencia PPG_{ref} , que es constante y debe corresponderse con el volumen de máxima compliance;

u : señal de control, que es igual a la presión externa Pe ;

y : señal medida, que es igual a PPG , y cierra el lazo de realimentación;

e : señal de error, definida como $e = r - y$;

C : control, diseñado para generar una Pe tal que PPG sea igual a PPG_{ref} ;

P : dinámica de la planta, cuya entrada es la presión externa y la salida es la señal de PPG

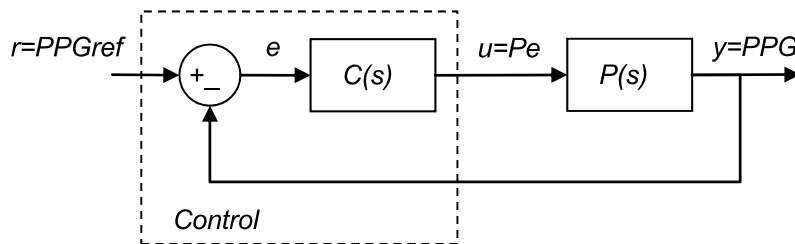


Fig. 8.1 – Diagrama de bloques del sistema de control correspondiente al método de compensación de volumen, propuesto en la bibliografía (Wesseling, et al., 1995, Nogawa, et al., 2011) (más detalles en el Capítulo 4). Sin embargo, consideramos que este diagrama tiene como desventaja que no incluye de manera explícita dos elementos fundamentales del problema de control: la señal de presión arterial y el proceso correspondiente a la dinámica de la pared arterial. r : señal de referencia PPG_{ref} , que es constante y debe corresponderse con el volumen de máxima compliance; u : señal de control, Pe (presión externa); y : señal medida, PPG , que cierra el lazo de realimentación; e : señal de error, definida como $e = r - y$; C : control, diseñado para generar una Pe tal que PPG sea igual a PPG_{ref} ; P : dinámica de la planta cuya entrada es la presión externa y la salida es la señal de PPG .

Sin embargo, consideramos que este diagrama tiene como desventaja que no incluye de manera explícita dos elementos fundamentales del problema de control del método de compensación de volumen: la señal de presión arterial y el proceso correspondiente a la dinámica de la pared arterial. Proponemos entonces el diagrama de la Fig. 8.2 que incluye los siguientes elementos.

PA : planta del proceso correspondiente a la dinámica de la pared arterial;

d : señal de perturbación de entrada al proceso, que es igual a la presión arterial Pa ;

v : señal de entrada a la planta PA , que es igual a la presión transmural P_{tm} , definida como $P_{tm} = Pa - Pe$;

n : señal de ruido a la salida de la planta PA , que puede considerarse despreciable, ya que el ruido en la señal de PPG tiene poca amplitud en relación a la señal;

η : señal de salida de la planta PA , sin ruido a la salida, que puede considerarse igual a y ;

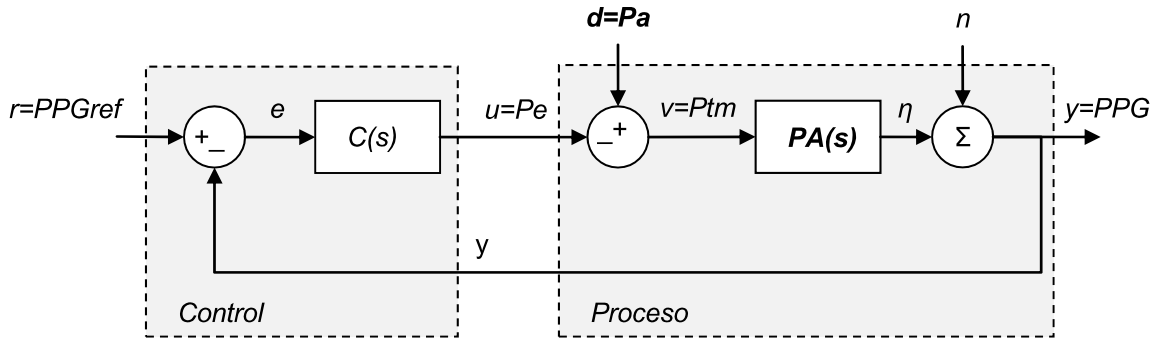


Fig. 8.2 – Diagrama de bloques del sistema de control correspondiente al método de compensación de volumen. Proponemos este sistema que, a diferencia del sistema de la Fig. 8., incluye explícitamente la señal de presión arterial P_a y el proceso correspondiente a la dinámica de la pared arterial PA . Esto facilita el uso de la teoría del control para diseñar y analizar la respuesta del sistema. Al sistema de la Fig. 8. se agregan los siguientes elementos. d : señal de perturbación (que es igual a la presión arterial P_a) de entrada a la planta PA ; v : señal de entrada (que es igual a la presión transmural P_{tm} , definida como $P_{tm} = P_a - P_e$) a la planta PA ; n : señal de ruido a la salida de la planta PA , que puede considerarse despreciable, ya que el ruido en la señal de PPG tiene poca amplitud en relación a la señal; η : señal de salida de la planta PA , sin ruido a la salida, que puede considerarse igual a PPG .

El sistema propuesto es conceptualmente más completo lo que permite definir a las señales de entrada y salida del sistema en relación a las señales de presión arterial, la presión transmural, el ruido introducido por el compresor y las vibraciones de presión de alta frecuencia, como veremos más adelante. Esto facilita el uso de la teoría del control para diseñar y analizar la respuesta del sistema, en función de los objetivos propuestos (a diferencia de los métodos de diseño actuales discutidos en Capítulo 4). Sin embargo, primero debemos incluir a la dinámica del actuador en el sistema de control, como veremos a continuación.

8.2 Inclusión de la dinámica del actuador: control en cascada

Para generar la onda de presión externa, es necesario un actuador, que puede ser implementado de diferentes formas (como se analizó en el Cap. 5). En nuestro caso, implementamos un generador de ondas de presión neumático, compuesto por una válvula proporcional, un compresor y un manguito inflable, cuyas características a lazo abierto fueron determinadas en el Cap. previo.

Entonces, se debe incluir a la dinámica del actuador a continuación del bloque C en el diagrama de la Fig. 8.2. Para esto, utilizamos una estructura de control en cascada, Fig. 4.11, que tiene la ventaja que permite diseñar dos controles de forma independiente para cada una de las dinámicas: el generador de ondas de presión y la pared arterial, cuyas características son distintas. Es posible proponer un control en cascada gracias a la medición de la presión P_e , además de la señal de realimentación PPG .

El control en cascada tiene dos lazos de realimentación: uno interno y otro externo. Al lazo interno lo llamamos "generador de ondas de presión" e incluye al control interno C_i y la planta P_i correspondiente a la dinámica del actuador. El lazo externo incluye al control externo C_e , al generador de ondas de presión y a la dinámica de la pared arterial PA .

En el sistema de control de la Fig. 4.11, se adicionan las siguientes elementos, respecto al sistema de la Fig. 8.2.

P_d : presión deseada, señal de referencia;

P_e : presión externa, señal medida que cierra el lazo interno de realimentación;

C_i : control interno, diseñado para generar una P_e igual a P_d ;

e_i : señal de error, definida como $e = P_d - P_e$;

uv : señal de control (voltaje) sobre la válvula proporcional;

P_i : planta del proceso interno, definido por la válvula, el compresor y el manguito inflable

nc : ruido a la salida, correspondiente al ruido del compresor y vibraciones de alta frecuencia;

No se incluye la perturbación de entrada ya que el ruido en el voltaje en la válvula puede considerarse despreciable en comparación con el voltaje aplicado uv .

En el caso que la respuesta del generador de ondas tenga una respuesta ideal (o suficientemente rápida), el diagrama de la Fig. 4.11 se reduce al diagrama de la Fig. 8.2.

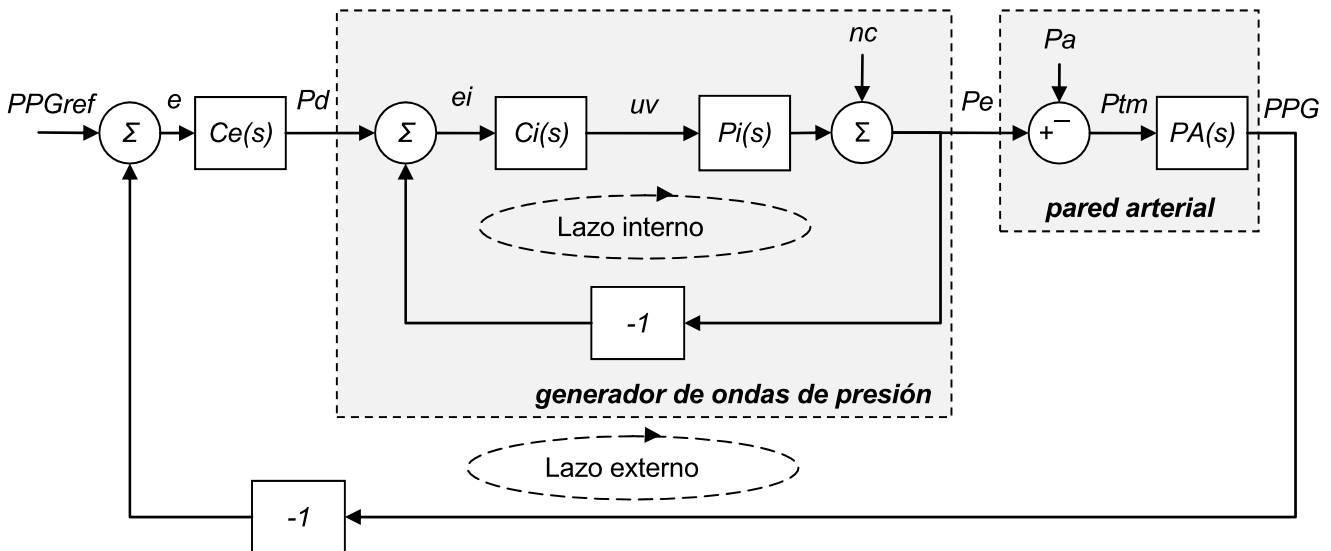


Fig. 8.3 – Estructura del control del sistema propuesto con dos lazos de control conectados en cascada. La ventaja de esta estructura es que cada lazo de los controles C_i y C_e se diseña de forma independiente para cada planta P_i y P_e , correspondientes al generador de ondas de presión y la pared arterial respectivamente. Al sistema de la Fig. 8.2 se agregan los siguientes elementos. P_d : presión deseada, señal de referencia; P_e : presión externa, señal medida que cierra el lazo interno de realimentación; C_i : control interno, diseñado para generar una P_e igual a P_d ; e_i : señal de error, definida como $e_i = P_d - P_e$; uv : señal de control (voltaje) sobre la válvula proporcional; P_i : planta del proceso interno, definido por la válvula, el compresor y el manguito inflable; nc : ruido a la salida, correspondiente al ruido del compresor y vibraciones de alta frecuencia;

Luego de elegir la estructura del sistema de control y definir las señales de entrada y salida, es necesario identificar la dinámica de los procesos asociados a la pared arterial PA y generador de ondas P_i , como se describe a continuación, para luego diseñar los controles C_e y C_i .

8.3 Identificación para el control

La "identificación para el control" consiste en identificar los parámetros de un modelo simplificado de la planta para diseñar el control. En este caso, lo importante no es obtener el mejor modelo que se ajuste a los datos en todo su rango de trabajo, como en el enfoque clásico de identificación de sistemas, sino obtener un modelo suficientemente bueno para el control a lazo cerrado. Esta simplificación del modelo de la planta es posible ya que la realimentación reduce la sensibilidad a variaciones del modelo (Ljung, 2002), (más detalle en el Anexo A).

8.3.1 Medición de las señales

Para identificar los procesos es necesario excitar al sistema con una señal de entrada que permita observar una respuesta en la salida en el rango de frecuencias de interés. Además, es deseable identificar los sistemas en torno al punto de trabajo. La identificación a lazo abierto permite elegir la señal de excitación, mientras que la identificación a lazo cerrado permite identificar al sistema en las condiciones de trabajo, sin embargo la señal de excitación está limitada por la señal de entrada del sistema, que no es elegible, salvo excepciones.

El proceso P_i (correspondiente al generador de ondas de presión) puede ser identificado utilizando sus señales de entrada (voltaje sobre la válvula) y salida (onda de presión externa) medidas a lazo abierto (como se realizó en el Capítulo 7) o a lazo cerrado ya que se produce suficiente excitación del sistema durante la generación de la onda de presión arterial.

Para el proceso PA (correspondiente a la pared arterial) no es posible medir las señales de entrada, P_{tm} y salida, PPG simultáneamente. Por esto, se propone identificar al proceso a partir de mediciones secuenciales, Fig. 8.4, obtenidas en torno al mismo punto de trabajo, en nuestro caso, en la máxima compliance. Para esto, se debe medir la onda de presión con PPG igual a PPG_{ref} y luego la onda de volumen con P_e igual al valor medio de la onda de presión medida previamente (presión transmural igual a cero). El método de medición secuencial fue validado por otro grupo (Graf, et al., 2006) y nosotros implementamos¹. Sin embargo, la desventaja de este método es que al adquirir las señales de forma

¹ L. Casal and G. La Mura, "Estimation of Viscoelastic Arterial Wall Transfer Function based on Volume Compensation Method," in VI CLAIB, Paraná, Argentina, 2014, pp. 23-26.

secuencial, se pierde la fase (relación temporal) entre ambas señales y además estas señales deben medirse durante distintos latidos, con distinta duración. Estos problemas pueden reducirse utilizando varios latidos (Graf, et al., 2006).

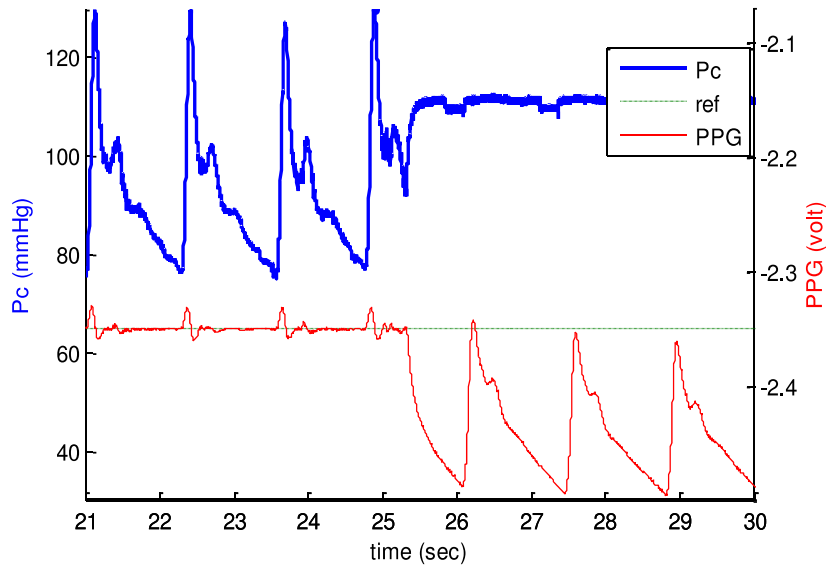


Fig. 8.4 – Medición secuencial de las señales de presión y volumen arterial que permiten la identificación del proceso correspondiente a la dinámica de la pared arterial, utilizado para diseñar el control.

8.3.2 Elección del modelo y rango de los parámetros

Luego de medir las señales, para identificar la dinámica de los procesos, es necesario asumir un modelo. En nuestro caso, se propone reducir la complejidad de los modelos de la pared arterial y el generador de ondas de presión a sistemas de primer orden. Debido a la no linealidad de ambos sistemas, los modelos lineales propuestos deben ser identificados entorno al punto de trabajo, para que la simplificación sea válida. Ante cambios en el punto de trabajo o cambios del sistema, los parámetros identificados pueden tener error y el control puede degradar su funcionamiento. En este caso, los parámetros deben ser identificados nuevamente.

Además, dado que las condiciones experimentales de identificación son limitadas (no es posible elegir la señal de excitación) y los modelos elegidos son simplificaciones, se debe acotar el rango de búsqueda de los parámetros.

Para determinar el ajuste a un modelo de primer orden y el rango de los parámetros del generador de ondas de presión implementado, en el Capítulo 7 se caracterizó su respuesta a lazo abierto en las condiciones de trabajo (manguito colocado en el dedo) y presiones en torno a valores fisiológicos (50 a 200 mmHg). Como señal de entrada se aplicó una señal tipo escalón de voltaje en la válvula de distinta amplitud y distinto valor inicial. El sistema mostró un buen ajuste a un modelo de primer orden cuyos parámetros dependen de forma no lineal con el punto de trabajo. El tiempo característico T_p se ubicó en un rango de 22 a 32 ms, correspondiente a una frecuencia de corte f_c entre 5 y 7.2 Hz, según la relación $f_c = 1/(2 \cdot \pi \cdot T_p)$, mientras que la ganancia varió entre 55 y 75 mmHg/V, Tabla 8.1. El modelo de primer orden se describe con la siguiente función de transferencia Pi en el dominio de Laplace

$$Pi(s) = \frac{Pe(s)}{UV(s)} = \frac{Kp}{Tp \cdot s + 1} \tag{8.1}$$

donde Pe es la presión externa (señal de salida) y UV es el voltaje aplicado a la válvula (señal de entrada), s es la variable de Laplace, Kp es la ganancia del sistema a frecuencia cero, Tp es el tiempo característico (o "tau").

Kp (mmHg/V)	Tp (ms)	f_c (hz)
55 a 75	22 a 32	5 a 7.2

Tabla 8.1 – Rango de variación de los parámetros Kp (ganancia) y Tp (tiempo característico) del modelo de primer orden asumido para la el proceso correspondiente al generador de ondas de presión, según mediciones a lazo abierto. La frecuencia de corte f_c se calculó según $f_c = 1/(2 \cdot \pi \cdot Tp)$.

Respecto a la pared arterial, en reposo su dinámica puede reducirse a un sistema de primer orden con una frecuencia de corte entre 1.5 y 3 Hz (Armentano, et al., 2007). En nuestro caso permitimos un rango de

variación de la frecuencia de corte f_c entre 0.8 Hz y 4 Hz, correspondientes a un tiempo característico T_p cuyo rango varía entre 40 y 200 ms, según la relación $f_c = 1/(2 \cdot \pi \cdot T_p)$, Tabla 8.2. Como la ganancia de este sistema depende de la amplitud de la señal de PPG (que puede variar cada vez que se coloca el sensor de fotopleletismografía o cuando se modifica la luz que emite el LED), no es posible acotar su rango de variación a priori por lo que debe ser estimado para cada sujeto. El modelo de primer orden propuesto se describe con la siguiente función de transferencia PA en el dominio de Laplace

$$PA(s) = \frac{PPG(s)}{Pe(s)} = \frac{Kp}{Tp \cdot s + 1} \quad (8.2)$$

donde Pe es la onda de presión externa (señal de entrada) y PPG es la onda de volumen (señal de salida), s es la variable de Laplace, Kp es la ganancia del sistema a frecuencia cero, Tp es el tiempo característico (o "tau").

Kp (V/mmHg)	Tp (ms)	f_c (Hz)
debe ser estimada para cada medición	40 a 200	0.8 a 4

Tabla 8.2 – Rango de variación del parámetro Tp (tiempo característico) del modelo de primer orden propuesto para la el proceso correspondiente a la pared arterial. El rango se calculó según $Tp = 1/(2 \cdot \pi \cdot f_c)$, donde el rango de f_c fue elegido entre 0.8 y 4 Hz en base a al rango de variación publicado en (Armentano, et al., 2007). La ganancia Kp (ganancia) debe ser estimada para cada medición.

En el Capítulo siguiente se muestran resultados de la identificación de ambos procesos (generador de ondas de presión y pared arterial).

8.4 Diseño del Control

8.4.1 Método de "loop shaping"

El método de "loop shaping" (Aström and Murray, 2010) es un método de diseño de control y se explica en detalle en el Anexo A. Básicamente, permite diseñar un control C asociado a una planta P a partir del análisis de la respuesta en frecuencia de las funciones de transferencia de un sistema realimentado de control, como el de la Fig. 8.2. Estas funciones, *Gout-in*, relacionan las señales de entrada (referencia r , ruido n , perturbaciones d) con las señales de salida (control u , salida del sistema y , salida del proceso η , entrada al proceso v , error e). Estas 15 funciones pueden reducirse a 4 funciones: S (sensibilidad a variaciones del proceso), T (sensibilidad complementaria o transferencia), N (sensibilidad al ruido de salida), D (sensibilidad a perturbaciones de entrada), como muestra la siguiente ecuación (Aström and Murray, 2010)

$$\begin{pmatrix} y \\ \eta \\ v \\ u \\ e \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} G_{yr} & G_{yd} & G_{yn} \\ G_{\eta r} & G_{\eta d} & G_{\eta n} \\ G_{vr} & G_{vd} & G_{vn} \\ G_{ur} & G_{ud} & G_{un} \\ G_{er} & G_{ed} & G_{en} \end{pmatrix} \begin{pmatrix} r \\ d \\ n \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} \frac{P \cdot C}{1+P \cdot C} & \frac{P}{1+P \cdot C} & \frac{1}{1+P \cdot C} \\ \frac{P \cdot C}{1+P \cdot C} & \frac{P}{1+P \cdot C} & \frac{-P \cdot C}{1+P \cdot C} \\ \frac{C}{1+P \cdot C} & \frac{1}{1+P \cdot C} & \frac{-C}{1+P \cdot C} \\ \frac{C}{1+P \cdot C} & \frac{-P \cdot C}{1+P \cdot C} & \frac{-C}{1+P \cdot C} \\ \frac{1}{1+P \cdot C} & \frac{-P}{1+P \cdot C} & \frac{-1}{1+P \cdot C} \end{pmatrix} \begin{pmatrix} r \\ d \\ n \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} T & D & S \\ T & D & -T \\ N & S & -N \\ N & -T & -N \\ S & -D & -S \end{pmatrix} \begin{pmatrix} r \\ d \\ n \end{pmatrix} \quad (8.3)$$

Las funciones de transferencia T , S , D y N permiten diseñar y analizar parámetros del sistema de control (como la robustez, velocidad de respuesta, rechazo de perturbaciones, saturación del control, etc) de una forma analíticamente precisa pero compleja. En cambio la "transferencia de lazo" definida como $L = P \cdot C$, permite definir la robustez y performance del sistema a lazo cerrado de forma simple pero aproximada.

El método de diseño utilizado consiste en definir la frecuencia de cruce de ganancia f_{gc} (indicador de la velocidad de respuesta del sistema) y el margen de fase Pm (indicador de la robustez o estabilidad ante variaciones del sistema) de la función de transferencia de lazo L (más detalle en el Anexo A y (Aström and Murray, 2010)). Además de f_c y Pm , es necesario especificar la dinámica de la planta P para obtener los parámetros del control. Luego de diseñar el control, es posible analizar el sistema de control a lazo cerrado con mayor precisión a partir de las funciones de transferencia T , S , D y N .

A continuación diseñamos los controles C_i y C_e y analizamos la respuesta de las funciones T , S , D y N .

8.4.2 Parámetros usados para el diseño de los controles

Para ambos controles C_i y C_e , se eligió una estructura PI (proporcional-integral). Estos controles fueron diseñados utilizando las dinámicas de las plantas P_e y PA propuestas previamente y especificando una $P_m = 40^\circ, 60^\circ$ y 80° . Para C_e se eligieron valores f_{gc} iguales a 4, 7 y 10 Hz mientras que para C_i se eligieron valores de f_{gc} iguales a 12, 15 y 18 Hz. Esto se resume en la Tabla 8.3 y la Tabla 8.4.

Parámetros para diseñar C_i

estructura	Respuesta deseada de L		Dinámica de P_i	
	f_{gc} (Hz)	P_m ($^\circ$)	K_p (mmHg/V)	f_c (Hz)
PI (proporcional-integral)	12, 15 y 18	40, 60 y 80	65	6

Tabla 8.3 – Parámetros para diseñar C_i . Se eligió una estructura PI (proporcional-integral). Para la respuesta de la ganancia de lazo L , se eligió un margen de ganancia P_m de $40^\circ, 60^\circ$ y 80° y frecuencia de cruce de ganancia f_{gc} de 12, 15 y 18 Hz. Para la dinámica P_i del generador de ondas, se eligió una ganancia K_p de 65 (mmHg/V) y una frecuencia de corte f_c de 6 Hz.

La elección de los valores de f_{gc} se realizó en base a las siguientes consideraciones. 1) En un control en cascada, el control interno debe responder más rápido que el control externo. 2) Los valores de f_{gc} propuestos para C_i (control interno) deben permitir reproducir la onda de presión arterial, cuya contenido en frecuencia decae rápidamente hasta considerarse despreciable luego de los 10 Hz. 3) Dado que para todo sistema realimentado existe un compromiso entre la robustez y velocidad de respuesta, valores elevados de f_{gc} pueden resultar en un sistema inestable. Del mismo modo, un sistema de control inestable puede estabilizarse reduciendo f_{gc} .

La elección de P_m se basó en que un valor de 40° corresponde a un control agresivo, 80° corresponde a un control con mayor robustez mientras que 60° ofrece un balance entre estos parámetros.

Parámetros para diseñar C_e

estructura	Respuesta deseada de L		Dinámica de PA	
	f_{gc} (Hz)	P_m ($^\circ$)	K_p (V/mmHg)	f_c (Hz)
PI (proporcional-integral)	4, 7 y 10	40, 60 y 80	1	1.5

Tabla 8.4 – Parámetros para diseñar C_e . Se eligió una estructura PI (proporcional-integral). Para la respuesta de la ganancia de lazo L , se eligió un margen de ganancia P_m de $40^\circ, 60^\circ$ y 80° y frecuencia de cruce de ganancia f_{gc} de 12, 15 y 18 Hz. Para la dinámica de la pared arterial PA , se eligió una ganancia K_p unitaria (ya que debe identificarse para cada medición) y una frecuencia de corte f_c de 1.5 Hz.

Para los controles diseñados, se analizó la respuesta en frecuencia de las funciones de transferencia T , S , D y N , en particular en el rango de frecuencias relevante para las señales de entrada. Este análisis se resume en la Fig. 8.5 y Tabla 8.5 para C_e , y en la Fig. 8.6 y la Tabla 8.6 para C_i . Se observa que cuando mejora un parámetro del control, se degrada otro. En particular, un aumento de f_{gc} se relaciona con un mejor seguimiento de P_e a Pa aunque puede amplificar el ruido del compresor y las vibraciones en P_e , limitando la estabilidad del sistema. Por otro lado, se debe destacar que el rango de variación de f_{gc} analizado, ofrece un compromiso aceptable entre los objetivos del control. Esto se evidencia con los valores máximos de $|T|$ y $|S|$ obtenidos, que para un control conservador se encuentran cercanos a 1.2 mientras que para un control agresivo se encuentran cercanos a 2 (Anexo A y (Aström and Murray, 2010)). Respecto a N y D , su ganancias se encuentran limitadas en el rango de frecuencias de interés.

Como conclusión, debido al compromiso existente entre los objetivos del control, se propone diseñar los controles C_i y C_e con el método propuesto utilizando $P_m = 60^\circ$, $f_{gc} = 6$ Hz para C_e y $f_{gc} = 15$ Hz para C_i . En caso de observar un aumento en el error del seguimiento de la referencia, amplificación del ruido, una inestabilidad o degradación de cierto parámetro del sistema de control, se debe rediseñar los controles aumentando o reduciendo f_{gc} dentro del rango analizado. Esto se explicará en detalle a continuación.

objetivos del control	señal de entrada	frec. de interés	señal de salida	funciones de transferencia	amplitud deseada	aumento de fgc	aumento de Pm
seguimiento de perturbación	Pa	< 10 Hz	Pe	$Gud = T$	1	mejora	depende
saturación del control	ruido compresor	> 20 Hz	Pe	$Gud = T$	0	empeora	mejora
rechazo de las perturbaciones	Pa	< 10 Hz	PPG	$Gyd = D$	0	mejora	mejora
rechazo de ruido de entrada	ruido compresor	> 20 Hz	PPG	$Gyd = D$	sin picos	similar	similar
rechazo de las perturbaciones	Pa	< 10 Hz	Ptm	$Gvd = S$	0	mejora	mejora
rechazo de ruido de entrada	ruido compresor	> 20 Hz	Ptm	$Gvd = S$	1	depende	mejora
estabilidad	-	< fgc	-	S, T	sin picos	empeora	mejora

Tabla 8.5 – Resumen de la respuesta de las funciones de transferencia S, T, N y D de la Fig. 8.5 para el control externo Ce asociado a la planta Pe definida por la dinámica de la pared arterial. Si bien existe un compromiso entre los parámetros del control, el rango de variación de Pm (margen de fase) y fgc (frecuencia de cruce de ganancia) analizados, ofrecen un compromiso aceptable entre los parámetros del control.

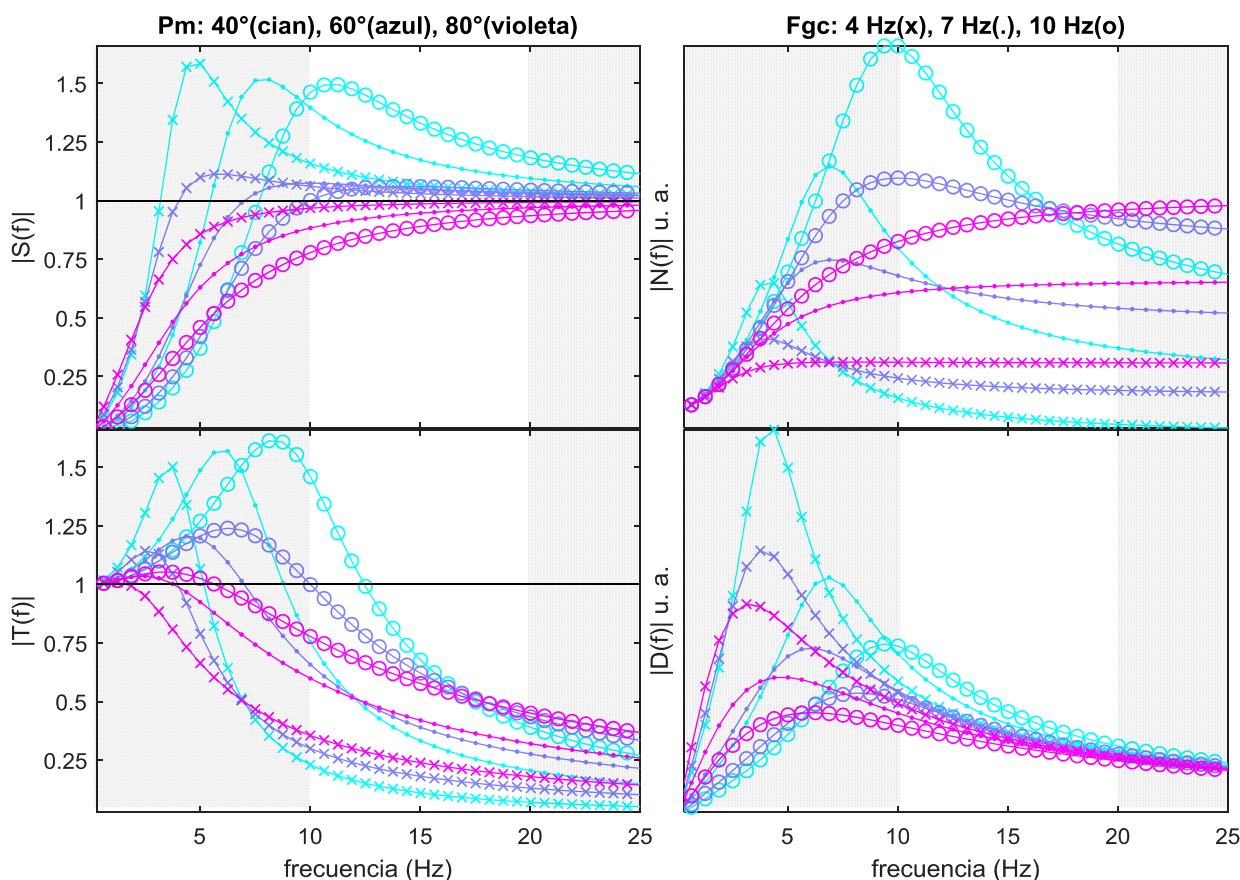


Fig. 8.5 – Respuesta de las funciones de transferencia S, T, N y D para el control externo Ce asociado a la planta PA definida por la dinámica de la pared arterial. Si bien existe un compromiso entre los parámetros del control, el rango de variación de Pm (margen de fase) y fgc (frecuencia de cruce de ganancia) analizados, ofrecen un compromiso aceptable entre los parámetros del control en el rango de frecuencias de interés (zona gris).

objetivos del control	señal de entrada	frec. de interés	señal de salida	funciones de transferencia	amplitud deseada	aumento de fgc	aumento de Pm
saturación del control	Pd	< 10 Hz	uv	$Gur = N$	0	empeora	mejora
saturación del control	ruido compresor	> 20 Hz	uv	$Gun = N$	0	empeora	depende
seguimiento de la referencia	Pd	< 10 Hz	Pe	$Gyr = T$	1	mejora	mejora
rechazo de ruido de salida	ruido compresor	> 20 Hz	Pe	$Gyn = S$	0	depende	mejora
estabilidad	-	< fgc	-	S, T	sin picos	empeora	mejora

Tabla 8.6 – Resumen de la respuesta de las funciones de transferencia S, T, N y D de la Fig. 8.6 para el control interno Ci asociado a la planta Pi definida por la dinámica del generador de ondas de presión. Si bien existe un compromiso entre los parámetros del control, el rango de variación de Pm (margen de fase) y fgc (frecuencia de cruce de ganancia) analizado, ofrece un compromiso aceptable entre los parámetros del control.

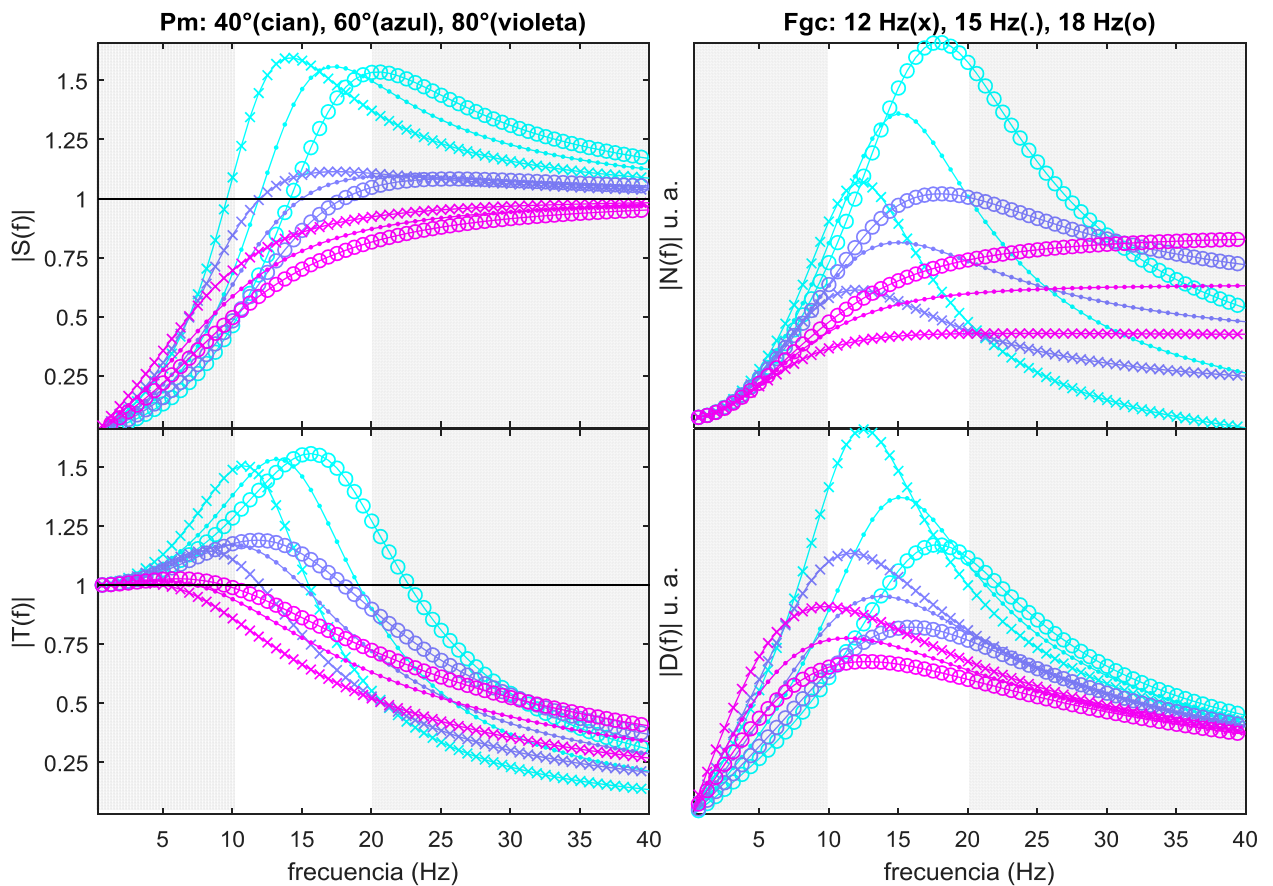


Fig. 8.6 – Respuesta de las funciones de transferencia S, T, N y D para el control interno Ci asociado a la planta Pi definida por la dinámica del generador de ondas de presión. Si bien existe un compromiso entre los parámetros del control, el rango de variación de Pm (margen de fase) y fgc (frecuencia de cruce de ganancia) analizados, ofrecen un compromiso aceptable entre los parámetros del control en el rango de frecuencias de interés (zona gris).

8.4.3 Diseño del control inicial

Para diseñar un control con el método propuesto es necesario conocer la dinámica de la planta. Sin embargo, para estimar esta dinámica es necesario realizar mediciones a lazo cerrado. Para resolver este problema, se propone aproximar la dinámica de la planta a partir del rango posible de variación de sus parámetros, identificado previamente.

Entonces, debido al conocimiento aproximado del proceso de la planta y el compromiso en la respuesta del sistema respecto a la elección de fgc y Pm , se propone diseñar inicialmente un control conservador, con $fgc = 6$ Hz y $Pm = 60^\circ$ para el control externo Ce correspondiente a la pared arterial y $fgc = 15$ Hz y $Pm = 60^\circ$ para el control interno Ci correspondiente al generador de ondas de presión.

Esto permite comenzar con las mediciones a lazo cerrado y así identificar la dinámica de la planta entorno al punto de trabajo, como se describió previamente, Fig. 8.4. Con esta información se rediseña el control utilizando un modelo más preciso de la planta.

8.4.4 Rediseño del control

Luego de identificar los parámetros de los procesos entorno al punto de trabajo, se propone diseñar un control más agresivo, aumentando fgc sin interrumpir las mediciones de presión a lazo cerrado. Sin embargo, valores elevados de fgc pueden resultar en un sistema inestable (debido al compromiso entre los objetivos del control discutido previamente), con oscilaciones en el rango de frecuencias de 10 y 20 Hz, Fig. 8.7.

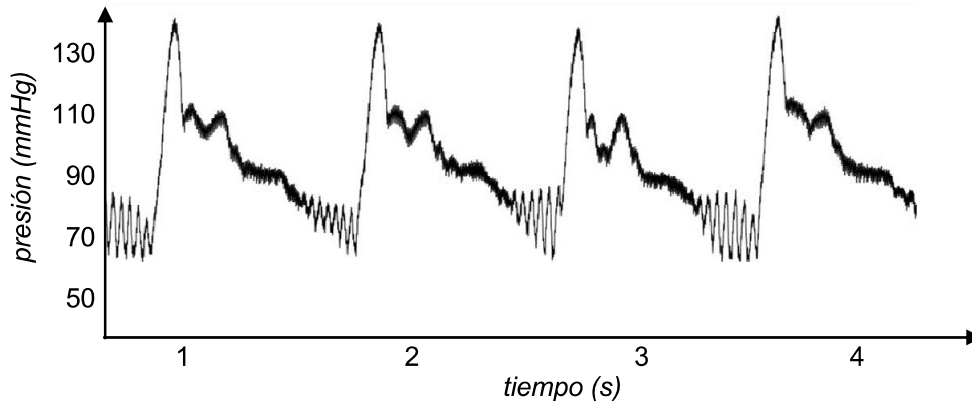


Fig. 8.7 – La elección de valores elevados de la frecuencia de cruce de ganancia fgc puede resultar en un sistema inestable debido al compromiso entre los objetivos del control.

Por otro lado, el sistema puede variar debido a cambios en: la dinámica de los procesos; el punto de trabajo; la referencia (PPG_{ref}); la presión arterial, resultando en una degradación del funcionamiento del control, como por ejemplo disminución en el rechazo de perturbaciones, disminución en la velocidad de respuesta, saturación del control, amplificación del ruido.

Con el objetivo de diseñar un control agresivo y que adapte sus parámetros ante cambios del sistema, sin degradar su funcionamiento, se propone medir estos cambios en el sistema y rediseñar el control cada cierto intervalo de tiempo (aproximadamente 6 segundos), en base a las siguientes reglas.

<p>si se supera un valor umbral en</p> <ul style="list-style-type: none"> la amplitud de las oscilaciones entre 11 y 19 Hz en la presión externa (inestabilidad) la presión deseada (esfuerzo del control), por ej. mayor a 190 mmHg el control aplicado a la válvula (hay saturación) <p>entonces</p> <ul style="list-style-type: none"> se rediseña el control reduciendo fgc (del control externo) se aumenta el voltaje aplicado al compresor <p>en caso contrario</p> <ul style="list-style-type: none"> se rediseña el control aumentando fgc (del control externo)

Tabla 8.7 – Reglas utilizadas para adaptar el control ante cambios del sistema y de aumentar la velocidad del sistema sin degradar su funcionamiento.

8.5 Adaptación de la referencia (recalibración)

El objetivo de la adaptación de la referencia es recalibrar PPG_{ref} (la referencia del control) continuamente, en simultáneo a mediciones de presión arterial, de forma de que PPG_{ref} coincida con el valor de PPG correspondiente a la máxima compliance, PPG_{cmax} , y no sea necesario interrumpir las mediciones ante un cambio en la compliance.

La idea del algoritmo de adaptación de la referencia consiste en introducir un pequeño incremento en la referencia PPG_{ref} y, cuando la compliance disminuye, invertir el sentido de la perturbación. De esta forma, la referencia se mantiene en el punto de máxima compliance, incluso cuando esta varía.

Entonces, en primer lugar es necesario medir cambios en compliance en simultáneo a la presión arterial. Esto se logra con el método vibracional que se explica a continuación.

8.5.1 Método vibracional: medición de cambios en compliance

El método vibracional consiste en generar vibraciones de alta frecuencia en la presión del manguito y medir la respuesta en PPG a esta frecuencia, cuya amplitud depende de la compliance.

En nuestro caso, generamos vibraciones (21 Hz, 3 mmHg RMS de amplitud) y se filtraron las señales de PPG y de presión con un filtro pasa banda (IIR, frecuencia central de 21 Hz), Fig. 8.8. Luego, se calculó la

envolvente para cada señal utilizando la transformada de Hilbert y se evaluó la compliance como el cociente entre la envolvente de PPG (en mV) y la envolvente de presión (en mmHg).

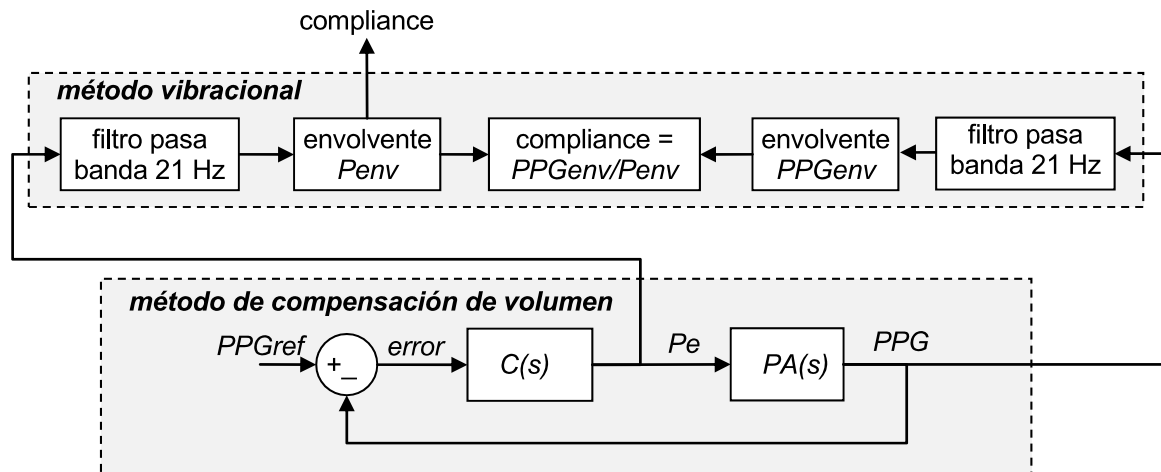


Fig. 8.8 – Diagrama de bloques del método vibracional y el método de compensación de volumen, para la medición simultánea de cambios de compliance y presión arterial. P_e es la presión en el manguito; $C(s)$ es el sistema de control que genera la señal de control P_e ; $PA(s)$ es la planta correspondiente a la dinámica de la pared arterial

8.5.2 Algoritmo de adaptación de la referencia

El algoritmo de adaptación de la referencia funciona de la siguiente manera. Cada cierto intervalo T (configurable, entre 3 a 6 s) se suma el valor ΔPPG a PPG_{ref} , Fig. 8.9, de forma de introducir una pequeña variación a la referencia del control. Durante este intervalo, se mide el cambio en la compliance utilizando el método vibracional y se compara con el valor obtenido en el período anterior. Si hubo una disminución, se cambia el signo aritmético de ΔPPG , y así cambia el sentido de variación de PPG_{ref} . Este procedimiento se repite continuamente.

Existe un compromiso entre la velocidad de convergencia a la máxima compliance y la amplitud de las perturbaciones, que depende de T y ΔPPG . Cuando existe una variación en la compliance, se desea una rápida convergencia. Una vez alcanzada la máxima compliance, se desea introducir la menor perturbación que permita identificar cambios en compliance.

El valor de ΔPPG se elige como un porcentaje de la amplitud de la onda de pulso de PPG (medida cuando la presión externa es constante o varía lentamente, como en la rampa de presión del método oscilométrico).

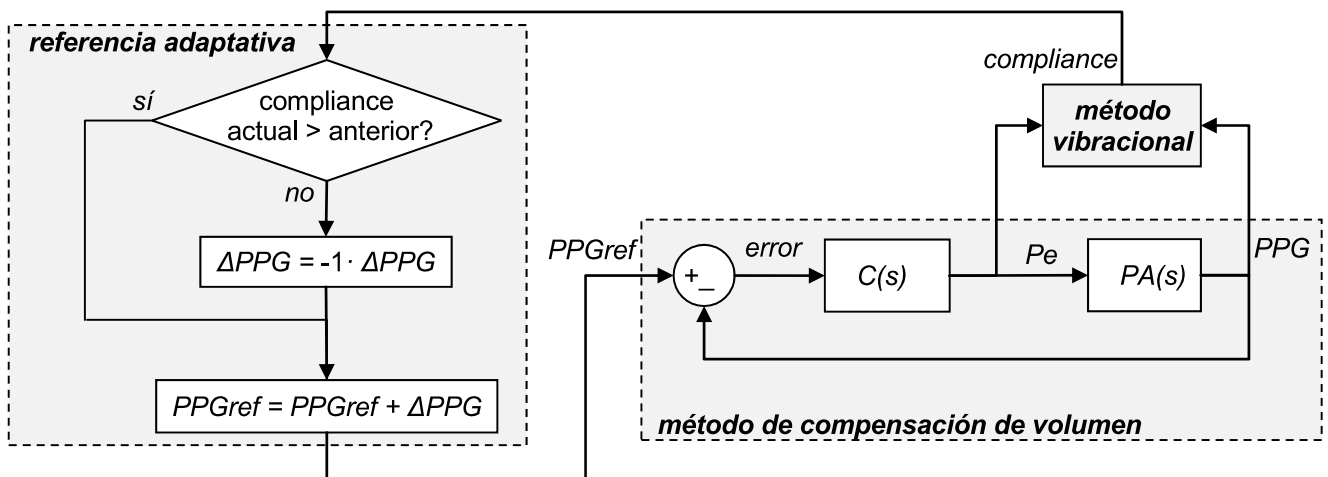


Fig. 8.9 – A la izquierda se muestra el diagrama de flujo del algoritmo para adaptar la referencia PPG_{ref} continuamente ante cambios de compliance. A la derecha se muestra el diagrama en bloques del método de compensación de volumen y el método vibracional. P_e es la presión en el manguito; $C(s)$ es el sistema control que genera la señal de control P_e ; $PA(s)$ es la planta correspondiente a la dinámica de la pared arterial.

8.6 Implementación sistema completo

El control diseñado fue implementado en un microcontrolador utilizando un algoritmo con las siguientes características:

- discretización a 2 ms con el método de Backward Euler;
- control PI (proporcional integral) con estructura paralela y algoritmo posicional (no incremental);
- con efecto "anti wind-up";
- con control de prealimentación (feedforward), también llamado pesado del punto de referencia ("setpoint weighting"), o control con dos grados de libertad;

La ecuación de el control u con estas características puede escribirse como

$$u(s) = \left(Kp + \frac{Ki}{s} \right) \cdot (r(s) - y(s)) + Kpff \cdot r(s) \quad (8.4)$$

donde s es la variable continua de Laplace, Kp y Ki son las constantes proporcional e integral del control PI respectivamente, r y s son las señales de referencia y de salida respectivamente, y $Kpff$ es la constante proporcional del control de prealimentación. Al discretizar esta ecuación en la variable discreta n , se obtiene

$$u(n) = Kp \cdot (r(n) - y(n)) + u(n - 1) + Ki \cdot Ts \cdot (r(n) - y(n)) + Kpff \cdot r(n) \quad (8.5)$$

donde Ts es el tiempo muestreo (igual a 2 ms). Esta ecuación fue implementada en el microcontrolador tanto para calcular uv como Pe , correspondientes al lazo de control interno Ci y al lazo de control externo Ce , respectivamente. En el caso del control externo Ce , u es la presión externa Pe , y es la señal de PPG y r es la referencia $PPGref$. En el caso del control interno Ci , u es el voltaje uv aplicado a la válvula, y es la presión externa Pe y r es la presión deseada Pd .

Por otro lado, el diseño, monitoreo y adaptación del control se implementó en una PC que envía los nuevos parámetros al microcontrolador, según la secuencia de pasos de la Fig. 8.10. Para lograr el funcionamiento completo del dispositivo, este programa también se encarga del cálculo de la ganancia y offset del sensor de PPG . Además realiza el procesamiento de las señales en el método oscilométrico (para la determinación inicial de $PPGref$) y en el método vibracional (para corrección de $PPGref$), que serán explicados con mayor detalle en el Capítulo siguiente. El sistema de control completo se muestra en la Fig. 8.11.

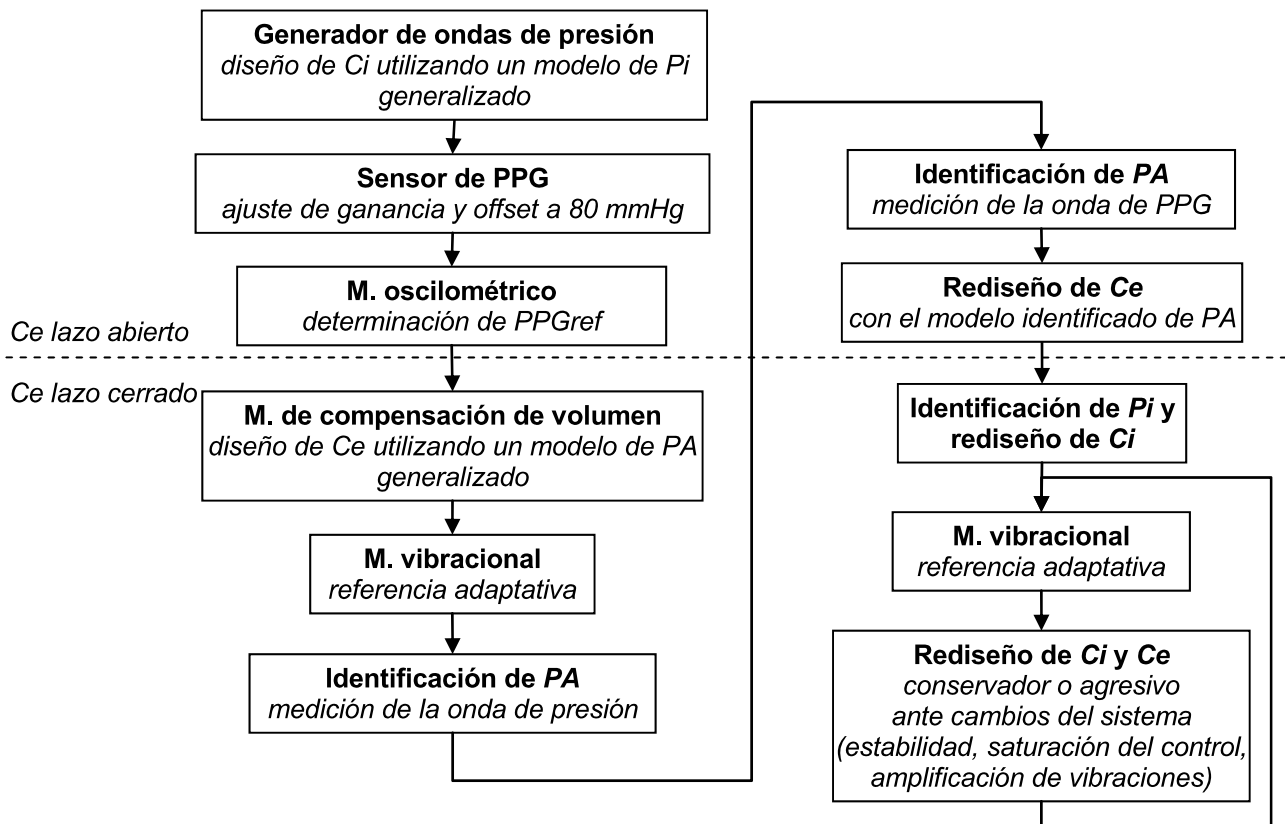


Fig. 8.10 – Diagrama de flujo del programa implementado en la PC para el diseño del control basado en la identificación del sistema. Ci y Ce son los controles interno y externo conectados en cascada. PA y Pi son la dinámica de la pared arterial (planta) y generador de ondas de presión (actuador)

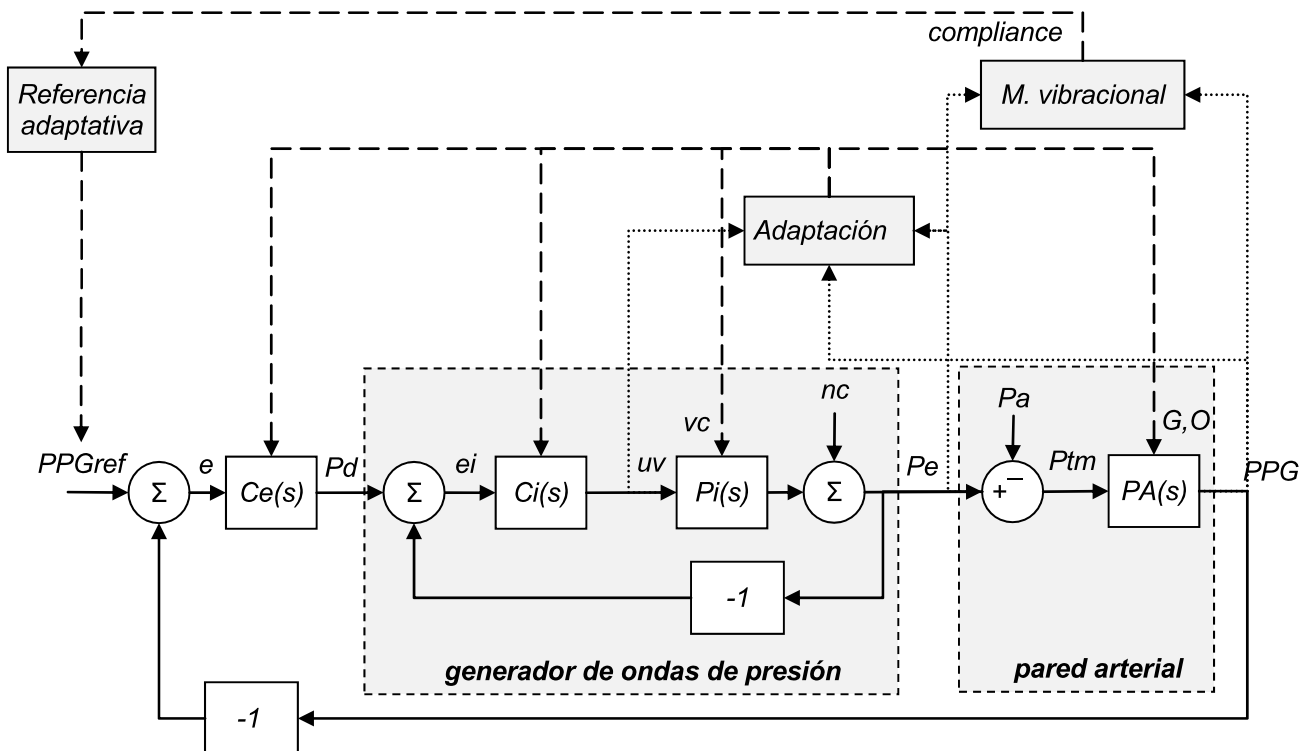


Fig. 8.11 – Diagrama en bloques del sistema completo de control, que incluye los bloques que ajustan los parámetros de los controles C_i y C_e , el voltaje aplicado al compresor vc , el offset O y la ganancia G del sensor de PPG y la referencia PPG_{ref} . La nomenclatura es la siguiente. P_d : presión deseada; e_i y e : señales de error; uv : control (voltaje) sobre la válvula; P_i : planta definida por la válvula, el compresor y el manguito inflable; nc : ruido del compresor y vibraciones de alta frecuencia; P_e : presión externa; PA : dinámica de la pared arterial; P_a : presión arterial; P_{tm} : presión transmural

Capítulo 9. EVALUACIÓN A LAZO CERRADO DEL DISPOSITIVO

En este Capítulo, se presenta la evaluación del dispositivo desarrollado para realizar mediciones a lazo cerrado utilizando el control diseñado en el Capítulo anterior.

En primer lugar se evaluó la respuesta del control interno C_i diseñado para el generador de ondas de presión. Para esto, se implementó un protocolo que consistió en reproducir un tren de 3 pulsos de presión de distinto valor inicial (50, 70, 90 y 110 mmHg) y amplitud (20, 40, 60 y 80 mmHg), Fig. 9.1. A lazo cerrado, se linealizó ($r^2 = 0,968$) la relación sigmoidea entre la señal de entrada y de salida en estado estacionario, Fig. 9.2, y se aumentó la velocidad de respuesta, caracterizada por un aumento en la frecuencia de corte f_c desde valores menores a 5 Hz (a lazo abierto) hasta valores entre 16 y 19 Hz, Tabla 9-1. La precisión fue estimada a partir del parámetro $IAEP$ (la diferencia normalizada de áreas entre la presión deseada y la obtenida), que resultó $< 10\%$, Tabla 9-2. El error de repetibilidad porcentual fue de $6 \pm 4\%$ y $4 \pm 1.5\%$ para f_c e $IAEP$ respectivamente. El generador de ondas mostró una respuesta adecuada para reproducir ondas de presión arterial, en torno a las presiones de trabajo donde fue diseñado el control (entre 70 mmHg y 150 mmHg). En caso de trabajar en otro rango de presiones, su respuesta es menos eficiente, y es necesario rediseñar el control utilizando los parámetros identificados en torno a las presiones de trabajo.

Luego, se evaluó el sistema de control, que incluye al control externo (C_e) y a C_i , implementado en el dispositivo desarrollado, realizando mediciones en voluntarios con el método de compensación de volumen, Fig. 9.3, y variantes metodológicas. Se definió el parámetro $Eppg$ como el error a lazo cerrado en relación al error a lazo abierto, donde el error se calculó como el área de $PPG(t) - PPG_{ref}$. Las mediciones iniciales se realizaron con un control conservador y se obtuvo un $Eppg$ del 12 %. Al rediseñar un control más agresivo (aumentando la frecuencia de cruce de ganancia f_{gc}), este parámetro se redujo al 8 %, Fig. 9.4. Cuando se implementó en simultáneo el método vibracional, fue posible detectar y revertir inestabilidades rediseñando un control más conservador (reduciendo f_{gc}), Fig. 9.5, sin interrumpir las mediciones. Por otro lado, se obtuvo un buen ajuste (parámetro $Fit > 77\%$) al identificar las dinámicas del generador de ondas de presión (actuador), Fig. 9.6, y de la pared arterial (planta), Fig. 9.7. Esto permitió rediseñar los controles C_i y C_e utilizando información de las dinámicas en torno al punto de trabajo, logrando una mayor compensación de la señal de volumen, evidenciada por un valor de $Eppg < 5\%$, Fig. 9.8.

Se concluye que dispositivo desarrollado permite obtener mediciones de presión estables utilizando el método de compensación de volumen en simultáneo el método vibracional con referencia adaptativa. Esto posibilita continuar con el desarrollo metodológico, en particular con la validación del método vibracional, que se trata en el Capítulo siguiente.

9.1 Evaluación del generador de ondas de presión

El objetivo de esta sección es evaluar el generador de ondas de presión implementado², y su capacidad de seguir una onda de presión arterial como señal de entrada. Para esto se diseñó el control interno C_i definiendo la frecuencia de cruce de ganancia f_{gc} y el margen de fase P_m de la ganancia de lazo L , y por otro lado, la ganancia K_p y la frecuencia de corte f_c de la dinámica de la planta P_i . En particular se usó $f_{gc} = 15$ Hz y $P_m = 60^\circ$ asumiendo una $f_c = 6.1$ Hz y $K_p = 65$ mmHg/V. Los parámetros de P_i fueron obtenidos previamente en el Capítulo 7, en torno a presiones similares a las presiones diastólicas y sistólicas poblacionales (70 mmHg a 150 mmHg). El método de diseño utilizado se describe en detalle en el Capítulo previo.

9.1.1 Protocolo de excitación

Se implementó un protocolo de excitación, Fig. 9., que cubre un amplio rango de presiones y consiste en inyectar, como señal deseada, pulsos cuadrados de 1 s de duración y una amplitud de 20, 40, 60 y 80 mmHg (presión de pulso) a partir de valores iniciales de 50, 70, 90 y 110 mmHg. Cada una de las 16 combinaciones posibles consta de un tren de 3 pulsos.

² L. Casal and A. Mazzadi, "Arterial pressure wave generator based on closed loop control: design and characterization," Revista Argentina de Bioingeniería, vol. 22, pp. 33-37, 2018.

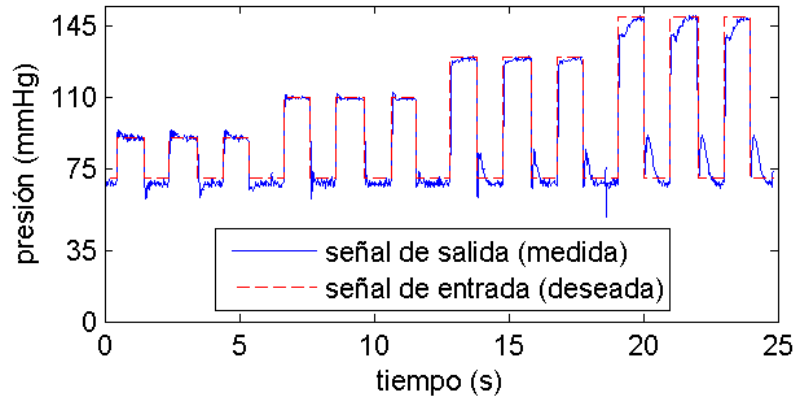


Fig. 9.1 – Señal deseada de entrada al generador de ondas de presión y señal de salida con control a lazo cerrado para una presión inicial de 70 mmHg. La diferencia entre las áreas bajo la curva de ambas señales fue normalizada por el área de la señal deseada y utilizada como parámetro E para evaluar el error.

9.1.2 Variables analizadas y análisis estadístico

Se midió la señal de presión generada por el dispositivo y la señal de control en la válvula proporcional. Estas señales fueron muestreadas a 500 Hz. Se evaluó la relación entrada vs salida en estado estacionario. También se calcularon las frecuencias de corte f_c del sistema como:

$$f_c = 0.35 / tr, \quad (9.1)$$

asumiendo que el sistema es de primer orden y donde tr (rise time) es el tiempo que demora la presión de salida en variar desde el 10 % al 90 % del valor deseado, cuando la entrada es un escalón.

Para estimar el error definimos el parámetro *IAEP* ("integral absolute error percentage"), como una variante del parámetro *IAE* ("integral absolute error") (Åström and Hägglund, 2006) normalizado respecto al valor inicial de la señal deseada, ya que en nuestro caso la dinámica del generador de ondas es no lineal y depende del punto de trabajo. Para cada condición de presión inicial y presión de pulso, el parámetro resulta del módulo de la diferencia entre la presión de salida medida $Pe(n)$ y la presión de entrada deseada $sp(n)$, normalizado por el área de la señal deseada:

$$IAEP = 100\% \cdot \frac{\sum_n |Pe(n) - sp(n)|}{\sum_n [sp(n) - p_{init}]} \quad (9.2)$$

donde n es el índice de tiempo que comienza con el ascenso del escalón ($n = 1$) y finaliza en el comienzo del próximo escalón ($n = 350$); p_{init} es la presión inicial en cada caso (50, 70, 90 y 110 mmHg).

La repetibilidad de f_c e *IAEP* se evaluó calculando, para las tres mediciones en cada una de las 16 condiciones del protocolo experimental, el parámetro *ERP* (error de repetibilidad porcentual) de acuerdo a la siguiente fórmula:

$$ERP = 100\% \cdot |x_{media} - x| / x_{media} \quad (9.3)$$

donde $i = 1, 2, 3$ y x puede ser la variable f_c o *IAEP*.

La distribución normal de los datos y de los desvíos estándar fue testeada usando el test de Kolmogorov-Smirnov y el test de igualdad de la varianza respectivamente.

Para estudiar la dependencia de los parámetros calculados (*IAEP* y f_c) con el valor inicial de presión y la presión de pulso, se aplicó ANOVA de 2 factores y luego, de ser necesario, el test de Tukey.

Los datos se expresaron como la media \pm el desvío estándar. Valores de $p < 0.05$ fueron considerados estadísticamente significativos.

9.1.3 Resultados: linealidad del generador

A lazo abierto, la relación entre la señal de entrada (voltaje en la válvula) y la señal de salida (presión) en estado estacionario mostró un comportamiento sigmoideo (Fig. 9.2, gráfico izquierdo), determinado previamente (en el Capítulo 7). A lazo cerrado, esta relación fue linealizada por la introducción del control, dado que la relación entre la señal de entrada (presión deseada) y la señal de salida (presión medida) mostró una buena correlación ($r^2 = 0.996$) con una recta de pendiente unitaria (Fig. 9.2, derecha).

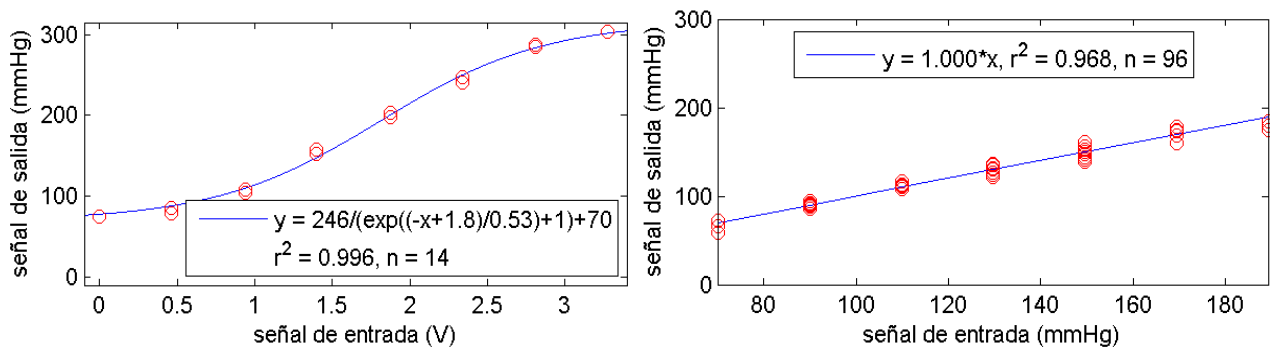


Fig. 9.2 – Relación entre la señal de entrada y la señal de salida a lazo abierto (izquierda) y lazo cerrado (derecha). Se muestran los valores medidos (o) y la función ajustada (línea continua). Obsérvese la curva sigmoidea a lazo abierto y la linealización a lazo cerrado.

9.1.4 Resultados: Velocidad de respuesta, error y repetibilidad del generador

Los valores obtenidos para f_c (Tabla 9-1) no dependieron significativamente ni de la presión inicial ni de la magnitud del pulso ($p = 0.72$). En todos los casos, f_c superior a 9 Hz ($tr < 25 \pm 9$ ms) y alcanzó valores de 16 y 19 Hz en torno a las presiones de trabajo donde fue diseñado el control (entre 70 mmHg y 150 mmHg).

Presión inicial (mmHg)	Presión de pulso (mmHg)			
	20	40	60	80
50	9.2	14.6	10.3	9.6
	14.6	15.9	11.7	10.6
	10.1	12.5	12.5	14.6
70	17.5	19.4	17.5	12.5
	11.7	17.5	15.9	12.5
	19.4	19.4	15.9	12.5
90	17.5	19.4	17.5	17.5
	17.5	17.5	19.4	17.5
	12.5	21.9	15.9	19.4
110	10.3	21.9	19.4	21.9
	15.9	17.5	15.9	19.4
	9.2	18.9	15.9	21.9

Tabla 9-1 – Frecuencias de corte f_c (Hz) medidas para cada valor de presión inicial y presión de pulso. No dependió significativamente ni de la presión inicial ni de la magnitud del pulso ($p = 0.72$). Las f_c fue en todos los casos superior a 9 Hz ($tr < 25 \pm 9$ ms) y alcanzó valores de 16 y 19 Hz en torno a las presiones de trabajo donde fue diseñado el control (entre 70 mmHg y 150 mmHg).

El parámetro *IAEP* ("integral absolute error percentage"), calculado como la diferencia normalizada de áreas entre la señal deseada y la obtenida, presentó un valor medio inferior al 10% (rango de 4.7 % a 12.8%), excepto cuando se realizaron pulsos de 20 mmHg con una presión inicial de 50 mmHg (*IAEP* \approx 20%), Tabla 9-2.

Presión inicial (mmHg)	Presión de pulso (mmHg)			
	20	40	60	80
50	19.9	6.4	6.1	6.8
	19.4	5.9	5.4	6.5
	21.2	6.4	5.7	6.2
70	11.3	4.7	6.0	8.5
	11.7	5.2	5.6	8.3
	11.5	4.9	6.1	9.2
90	5.0	7.7	11.5	11.7
	4.8	5.8	10.9	10.7
	5.0	8.0	11.8	11.7
110	8.2	12.4	10.6	12.2
	7.3	10.8	9.6	11.5
	9.0	11.4	10.3	12.8

Tabla 9-2 – Parámetro *IAEP* ("integral absolute error percentage"), calculado como la diferencia normalizada de áreas entre la señal deseada y la obtenida, para cada valor de presión inicial y presión de pulso.

La repetibilidad de las señales obtenidas se evaluó a través de *ERP* (error de repetibilidad porcentual) de las *fc* y el error *IAEP*, calculados a partir del tren de 3 pulsos realizados.

El error porcentual de las *fc* mostró valores máximos cercanos a 11% y 19% en las condiciones extremas de presión inicial de 50 y 110 mmHg y presión de pulso de 80 y 20 mmHg. En el resto de las condiciones el error porcentual medio fue de $6 \pm 4\%$.

Por su parte, la repetibilidad de *E* fue superior a la de las *fc*, no superando el *ERP* medio en ningún caso el 7% ($4 \pm 1,5\%$).

9.1.5 Conclusiones y discusión

Nuestros resultados indicaron que el control interno *Ci* diseñado para el generador de ondas de presión, permitió linealizar ($r^2 = 0,968$) la relación sigmoidea (característica de las válvulas proporcionales) entre la señal de entrada y de salida en estado estacionario en todo su rango de variación, Fig. 9.2.

En torno a las presiones de trabajo donde fue diseñado el control (entre 70 mmHg y 150 mmHg), la velocidad de respuesta, caracterizada por la frecuencia de corte *fc*, aumentó desde valores menores a 5 Hz (a lazo abierto) hasta valores entre 16 y 19 Hz, Tabla 9-1. Además, la precisión estimada a partir del parámetro *IAEP* (la diferencia normalizada de áreas entre la presión deseada y la obtenida), resultó $< 10\%$, Tabla 9-2. El dispositivo mostró una buena repetibilidad tanto para *fc* como para *IAEP*, evidenciado por el error de repetibilidad porcentual medios que fueron siempre inferiores al 10%.

Sin embargo, en las condiciones más extremas de presión inicial (50 y 110 mmHg) y presión de pulso (20 y 80 mmHg), tanto *fc* como *IAEP* muestran una respuesta es menos eficiente. Esto es esperable debido a la dinámica no lineal del generador de ondas de presión, y al hecho de que el control *Ci* utilizado en este protocolo fue diseñado en presiones que similares a presiones diastólicas y sistólicas poblacionales.

El generador de ondas mostró una respuesta adecuada para reproducir ondas de presión arterial, en torno a las presiones de trabajo donde fue diseñado el control (entre 70 mmHg y 150 mmHg). En caso de trabajar en otro rango de presiones, es necesario rediseñar el control utilizando los parámetros identificados en torno al rango de presión de trabajo, y así mejorar la velocidad de respuesta y el error en otros rangos de presión

9.2 Evaluación del sistema de control: mediciones en voluntarios

El objetivo de esta sección es evaluar al sistema de control (diseñado en el Capítulo previo, Fig. 8.11), que incluye a *Ci* y *Ce* (control externo), implementado en el dispositivo desarrollado, realizando mediciones en voluntarios con el método de compensación de volumen y las variantes metodológicas propuestas.

Se implementó un protocolo de medición según la secuencia de pasos propuesta en el Capítulo previo, Fig. 8.10, y se analizaron. A continuación se muestran y se discuten los resultados de mediciones representativas en un individuo.

9.2.1 Inicialización

Antes de comenzar las mediciones con el método de compensación de volumen, se deben definir los parámetros del sistema de control. En primer lugar se diseñó *Ci* utilizando los parámetros mencionados en la sección anterior. Luego se determinó, a una presión externa de 80 mmHg, la ganancia y offset del sensor de *PPG* de forma que *PPG* se ubicara dentro de 100 y 200 mV. A continuación se implementó el método

oscilométrico generando una rampa de presión para determinar el valor de referencia PPG_{ref} a partir del latido en PPG con mayor amplitud, Fig. 9.3. Finalmente, se diseñó C_e utilizando $f_{gc} = 5$ Hz y $P_m = 60^\circ$, y, para la dinámica PA de pared arterial, una f_c de 1.5 Hz mientras que K_p se estimó como la relación entre la amplitud de pulso de PPG medida a lazo abierto y una a amplitud de la onda de presión de 40 mmHg. Una vez inicializado el sistema de control, se cerró el lazo de C_e para comenzar las mediciones con el método de compensación de volumen.

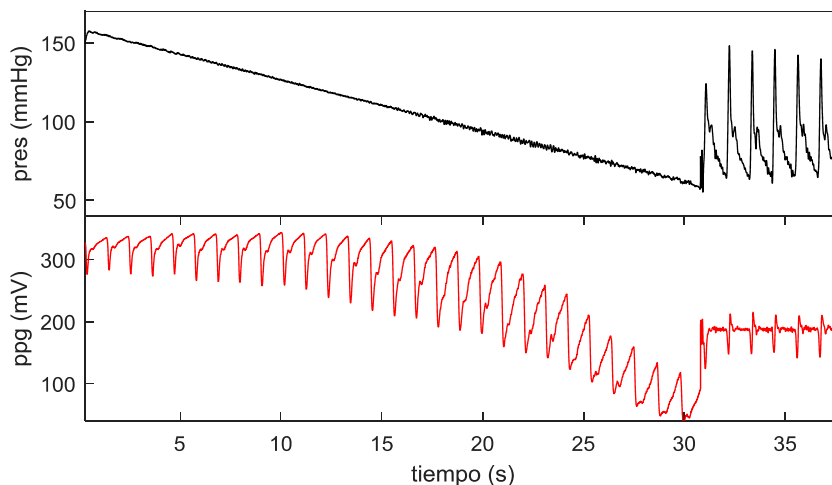


Fig. 9.3 – Determinación de PPG_{ref} con el método oscilométrico. Se utilizó este valor para cerrar el lazo de control externo y comenzar las mediciones de presión.

9.2.2 Compensación de la onda de volumen y rediseño del control

Para evaluar la capacidad del dispositivo para compensar la onda de volumen, se definió el error porcentual E_{ppg} , similar al propuesto en (Yamakoshi, et al., 1979), normalizando el error a lazo cerrado respecto al error a lazo abierto. Esta es la única publicación que propone un criterio para evaluar el error al compensar la onda de volumen, a pesar de las continuas publicaciones sobre los avances tecnológicos en referencia a dispositivos basados en el método de compensación de volumen.

Se calculó E_{ppg} para cada latido como

$$E_{ppg} = \frac{\text{rms}(PPG(t) - PPG_{ref})}{\text{rms}(PPG_{la}(t) - PPG_{ref})} \cdot 100 \% \quad (9.4)$$

donde PPG_{la} es la onda de PPG determinada a lazo abierto entorno al punto de máxima compliance.

Al comenzar las mediciones a lazo cerrado, E_{ppg} resultó cercano al 12%, Fig. 9.4. Al rediseñar un control externo C_e más agresivo (aumentando la f_{gc} de 5 a 6 Hz), E_{ppg} decreció hasta un 8 %.

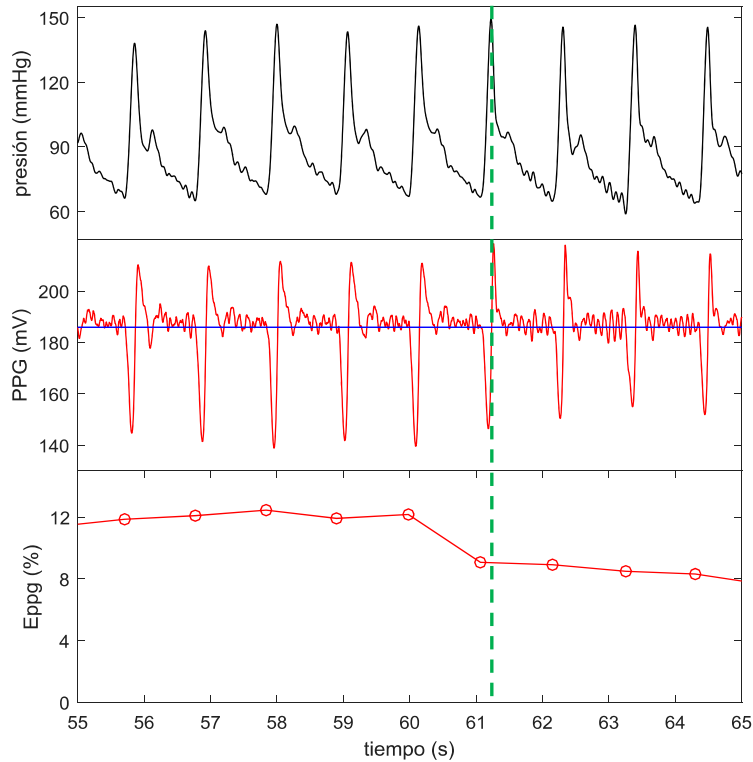


Fig. 9.4 – Aumento en la compensación de la onda de volumen al rediseñar un control C_e más agresivo (indicado por la línea discontinua a los 60.5 s). Esto se cuantificó con el error porcentual E_{ppg} , calculado como el error a lazo cerrado normalizado por el error a lazo abierto, donde el error es la diferencia entre PPG y PPG_{ref} para cada latido.

9.2.3 Implementación del método vibracional con referencia adaptativa

A continuación, se implementó el método vibracional con adaptación de la referencia, y el sistema se desestabilizó, Fig. 9.5. Esta inestabilidad, detectada por el sistema de monitoreo propuesto, fue revertida rediseñando un control C_e más conservador, reduciendo f_{gc} de 6 a 5 Hz.

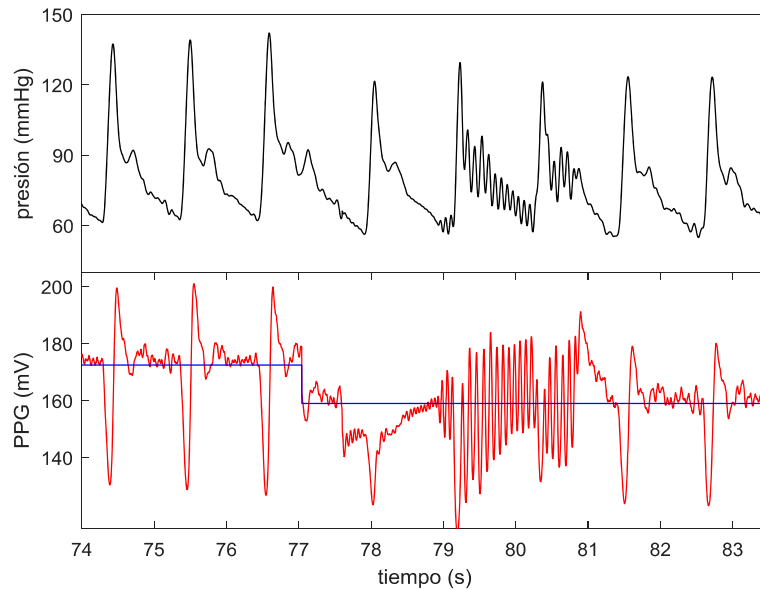


Fig. 9.5 – Reversión de la inestabilidad al implementar el método vibracional con referencia adaptativa. El sistema de monitoreo propuesto detectó la inestabilidad y entonces se rediseñó un control C_e más conservador (reduciendo f_{gc} de 6 a 5 Hz), estabilizando al sistema de control.

9.2.4 Identificación de las dinámicas del actuador y la planta

Luego de que la referencia adaptativa se estabilizara, se identificó la dinámica de P_i (actuador: generador de ondas de presión) y de P_A (planta: pared arterial) utilizando el método propuesto³. Para ambos casos, la bondad de ajuste fue cuantificada con el error cuadrático medio normalizado, definido por el parámetro Fit ,

$$Fit(\%) = 1 - \frac{\|ym(t) - ys(t)\|}{\|ym(t) - \langle ym(t) \rangle\|} \cdot 100\% \quad (9.5)$$

donde t es la variable temporal, $ys(t)$ es la salida simulada con el modelo, ym es la señal medida (presión o PPG), $\langle ym \rangle$ es el valor medio de la señal medida y $\| \cdot \|$ representa el módulo de norma 2 (la raíz cuadrada de los valores al cuadrado).

Para identificar P_i se utilizó la señal de control aplicada a la válvula (como entrada) y la presión (como salida) medidas a lazo cerrado simultáneamente, Fig. 9.6. Se obtuvieron los siguientes parámetros, $f_c = 2.9$ Hz ($T_p = 55$ ms), ganancia $K_p = 82.1$ mmHg/V y $Fit = 77.8$ %.

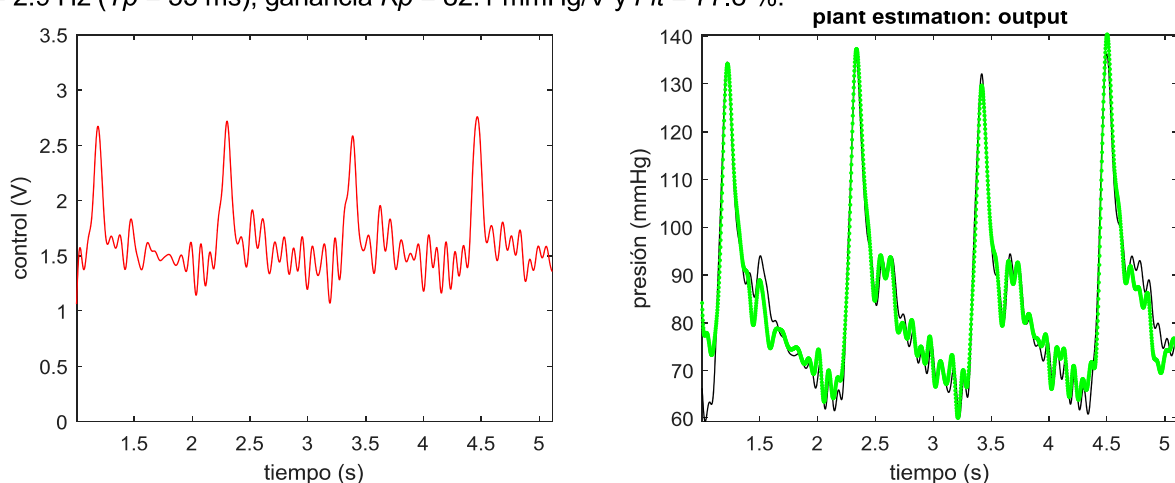


Fig. 9.6 – Identificación a lazo cerrado de la dinámica de P_i (correspondiente al generador de ondas de presión). Como entrada se utilizó la señal de control aplicada a la válvula (izquierda) y como salida se utilizó la señal de presión (derecha, color negro) medidas simultáneamente. Se muestra la señal de salida del modelo de primer orden (derecha en color verde) cuyos parámetros identificados fueron la frecuencia de corte $f_c = 2.9$ Hz y la ganancia $K_p = 82.1$ mmHg/V, con una bondad de ajuste $Fit = 77.8$ %.

Para identificar P_A se utilizaron ondas de presión (entrada al sistema) y PPG (salida del sistema) medidas secuencialmente, Fig. 9.7. La onda de presión fue medida a lazo cerrado, mientras que PPG fue medida a lazo abierto, con una presión externa igual a al promedio de la onda de presión. Se obtuvieron los siguientes parámetros una $f_c = 1.6$ Hz ($T_p = 102$ ms), ganancia $K_p = 2.7$ mV/mmHg y $Fit = 82.0$ %.

³ L. Casal and G. La Mura, "Estimation of Viscoelastic Arterial Wall Transfer Function based on Volume Compensation Method," in VI CLAIB, Paraná, Argentina, 2014, pp. 23-26.

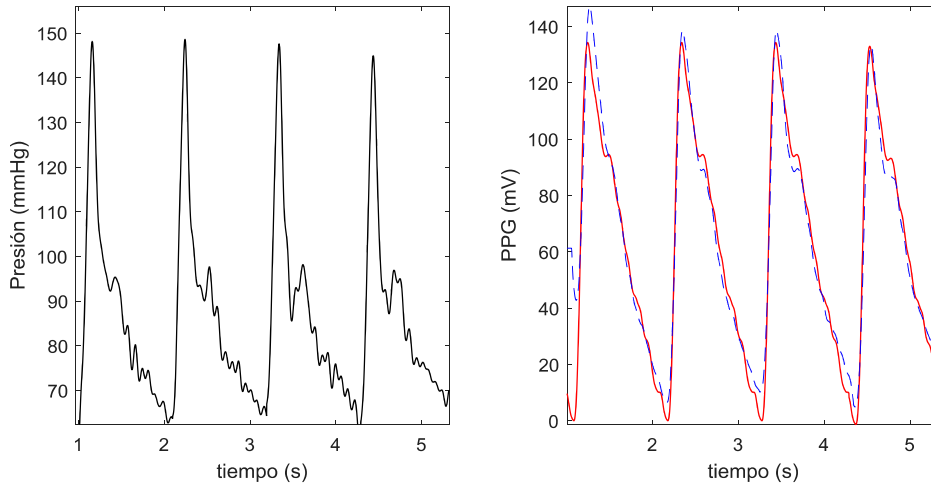


Fig. 9.7 – Identificación de la planta PA (correspondiente a la pared arterial). Como entrada se utilizó la onda de presión (izquierda) y como salida se utilizó la onda de PPG (derecha, color rojo), medidas secuencialmente. Se muestra la señal de salida del modelo de primer orden (derecha, color azul y línea discontinua), cuyos parámetros identificados fueron la frecuencia de corte $f_c = 1.6$ Hz y una ganancia $K_p = 2.7$ mV/mmHg, con una bondad de ajuste $Fit = 82.0$ %.

9.2.5 Rediseño de C_i y C_e utilizando las dinámicas identificadas

La información de las dinámicas identificadas, fue utilizada para rediseñar C_i y C_e . Se observó una mejor respuesta del sistema de control, evidenciada por la reducción de E_{ppg} de 11 % a 5 %, Fig. 9.8. El valor alcanzado es aceptable según el criterio propuesto en la bibliografía (Yamakoshi, et al., 1979).

Por otro lado, al activar la referencia adaptativa, no se desestabilizó el sistema, a diferencia de lo que sucedió previamente.

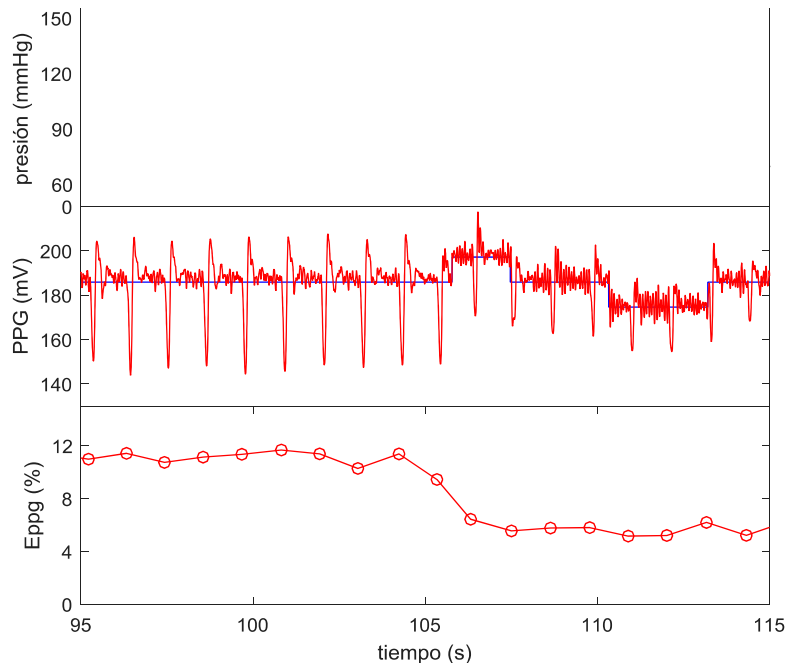


Fig. 9.8 – Rediseño del control utilizando las plantas identificadas. Se muestran las señales de presión y PPG y los errores E_{pres} y E_{ppg} . E_{ppg} se reduce de 11 % a 5 % y además al implementar la referencia adaptativa, no se desestabilizó el sistema, a diferencia de lo que sucedió previamente.

9.2.6 Conclusión

El sistema de control propuesto permite obtener mediciones de presión estables utilizando el método de compensación de volumen en simultáneo el método vibracional con referencia adaptativa.

RESULTADOS METODOLÓGICOS

Capítulo 10. VALIDACIÓN DE LA EVALUACIÓN DE LA COMPLIANCE CON EL MÉTODO VIBRACIONAL

En este Capítulo se presenta la validación del método vibracional para evaluar la compliance, y su implementación en simultáneo al método de compensación de volumen.

En 11 voluntarios, comparamos las presiones, P_v y P_o , correspondientes a la máxima compliance, medidas simultáneamente con los métodos vibracional y oscilométrico (considerado "gold standard"), respectivamente. Obtuvimos una buena correlación lineal ($r^2 = 0.92$) y un análisis de Bland-Altman cuyo intervalo de confianza del 95% fue inferior al valor límite clínicamente aceptable, definido en 15 mmHg. Esta similitud entre los métodos, fue observada tanto para rampas oscilométricas ascendentes como descendentes.

Luego, en 3 voluntarios, se implementó el método vibracional simultáneamente al método de compensación de volumen en diferentes condiciones. Se observó que, gracias a las variantes propuestas para las vibraciones (amplitud < 3 mmHg y frecuencia de 21 Hz) y el control (robustez y ganancia limitada en las altas frecuencias), el sistema de control se mantuvo estable, a diferencia de los intentos de otros autores. Los cambios en la presión y compliance arterial fueron los esperados para diferentes condiciones experimentales

Concluimos que la compliance arterial evaluada con el método vibracional podría ser utilizada para adaptar la referencia del método de compensación de volumen ante, sin interrumpir las mediciones de presión, tema que será tratado en el siguiente Capítulo.

10.1 Introducción

El método de compensación de volumen requiere una calibración previa para determinar la referencia PPG_{ref} correspondiente a la máxima compliance arterial, utilizando el método oscilométrico por PPG , propuesto originalmente por K. Yamakoshi (Yamakoshi, et al., 1982, Yamakoshi, et al., 1983). Sin embargo, durante las mediciones de presión arterial, la compliance arterial no es medida y, por lo tanto, es necesario realizar interrupciones regularmente para su determinación (Wesseling, et al., 1995).

Se propuso entonces el método vibracional (Penaz, 1992, Penaz, 1995, Penaz, et al., 1997, Moudr, et al., 2014) para evaluar continuamente cambios en la compliance. Este método consiste en superponer vibraciones de alta frecuencia en la presión del manguito y medir la respuesta en PPG a esta frecuencia. Si los cambios en la compliance se reflejan en las vibraciones de alta frecuencia y se correlacionan con el método oscilométrico (considerado "gold standard"), esta información podría ser útil para adaptar el valor de PPG_{ref} sin interrumpir las mediciones. Sin embargo, tal correlación nunca ha sido probada. Además, a la fecha, este método no pudo implementarse simultáneamente al método de compensación de volumen, ya que la ganancia de control a lazo cerrado puede amplificar estas vibraciones y desestabilizar al sistema (Penaz, 1992).

El objetivo general de este Capítulo es contribuir a la validación del método vibracional. Los objetivos específicos son: a) estimar la precisión de la evaluación de la compliance arterial utilizando el método de vibracional comparándolo con el método oscilométrico, y b) estimar los cambios en la compliance arterial simultáneamente a la medición de la presión arterial utilizando el método de compensación de volumen.

10.2 Materiales y métodos

10.2.1 Protocolo de medición

Para validar la evaluación de la compliance con el método vibracional, se llevó a cabo el siguiente protocolo en 11 voluntarios (3 mujeres y 8 hombres, 37 ± 12 años), utilizando el dispositivo desarrollado. Después de 5 minutos en reposo, se generó una rampa descendente de 26 s de duración en la presión del manguito (de 160 a 40 mmHg) y se superpusieron las vibraciones (21 Hz, 3 mmHg RMS de amplitud). A continuación se generó una rampa de presión similar pero ascendente, Fig. 10.1 Fig. 10.-a.

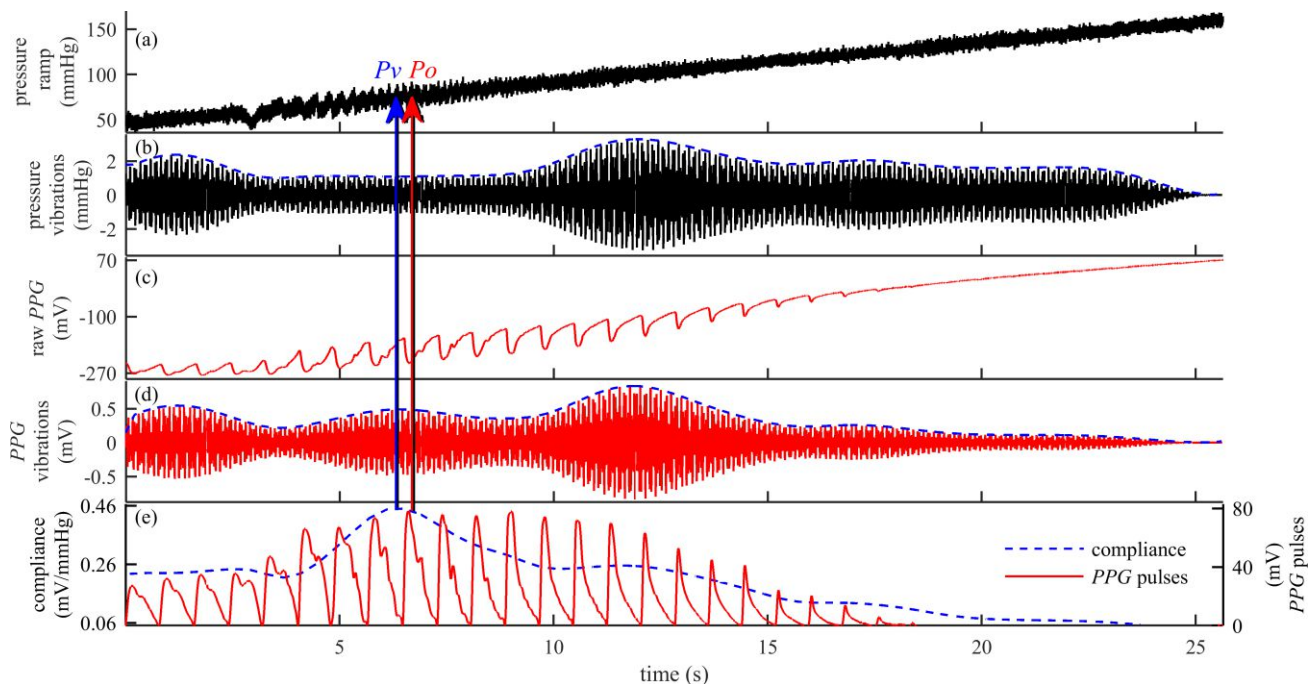


Fig. 10.1 – Señales de presión (gráfico a) y PPG (gráfico c) medidas simultáneamente para comparar los métodos oscilométrico y vibracional. La presiones P_o y P_v se corresponden con el pulso de PPG de mayor amplitud (evaluado con el método oscilométrico) y la máxima compliance (evaluada con el método vibracional), respectivamente (gráfico e). La compliance se estimó como el cociente entre la envolvente de las vibraciones de PPG (gráfico c) y de presión (gráfico b) a 21 Hz, la frecuencia elegida para las vibraciones superpuestas en la presión.

Para evaluar posibles cambios hemodinámicos en los voluntarios, se midió la presión arterial media (PAM) en la arteria braquial con un esfigmomanómetro automático (Omron, SEM-2) antes y después de las rampas, Fig. 10.2.

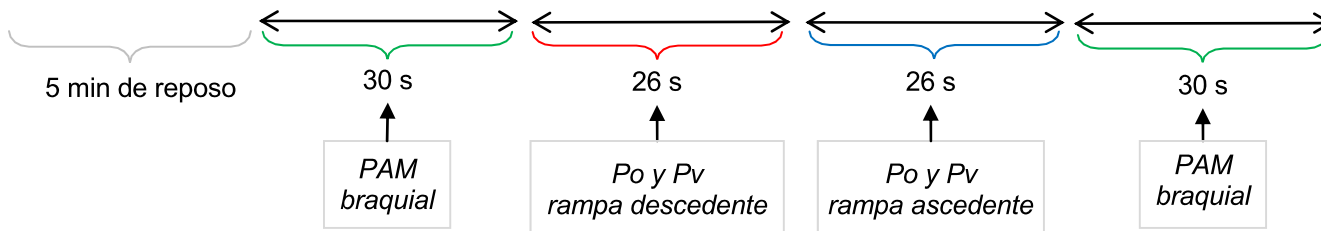


Fig. 10.2 – Secuencia de mediciones en un individuo para la validación del método vibracional. Se compararon la presiones, P_o y P_v , correspondientes a la máxima compliance, medidas con el método vibracional y el oscilométrico respectivamente.

En un segundo experimento realizado en 3 voluntarios, se cerró el lazo de control y se evaluaron la onda de presión y la compliance arterial simultáneamente utilizando el método de compensación de volumen y el método vibracional, respectivamente. Después de 40 s en condiciones basales, se realizaron maniobras instrumentales y fisiológicas para provocar cambios en la compliance. Para las maniobras instrumentales, se aumentó y disminuyó el valor de la referencia del control, PPG_{ref} , modificando el volumen arterial respecto al punto de máxima compliance. Para las maniobras fisiológicas, se alzó y se bajó la mano para generar cambios hidrostáticos en la presión arterial del dedo. Esto se realizó con la ayuda de un soporte neumático, para que el brazo del voluntario estuviera relajado

10.2.2 Cálculo de los parámetros y procesamiento de las señales

La Fig. 10.3 muestra un diagrama de bloques del procesamiento de las señales y los parámetros calculados.

Para el método oscilométrico, las señales de presión y PPG se filtraron con un filtro pasa bajos (IIR, frecuencia de corte de 15 Hz). Luego, la señal de PPG (Fig. 10.1-c), se segmentó en latidos y se determinó el latido con máxima amplitud, (Fig. 10.1-e). Para este latido, se calculó la presión media, P_o , de la rampa de presión (Fig. 10.1-a).

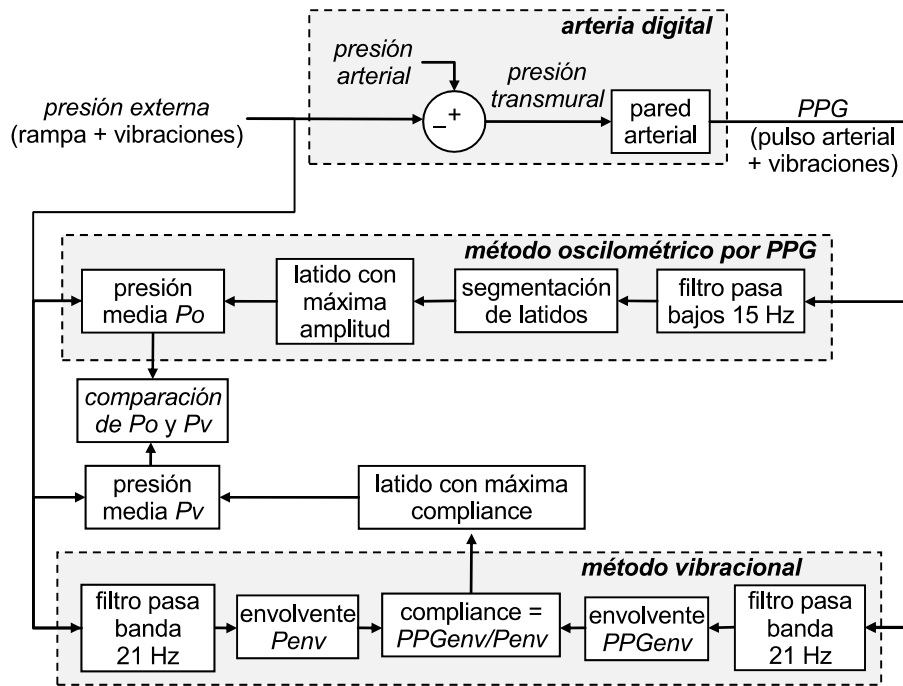


Fig. 10.3 – Diagrama de bloques del procesamiento de señales para la comparación de los métodos oscilométrico y vibracional.

Para el método vibracional, las señales de PPG y de presión se filtraron con un filtro pasa banda (IIR, frecuencia central de 21 Hz). Luego, se calculó la envolvente para cada señal utilizando la transformada de Hilbert (Fig. 10.1-b y Fig. 10.1-d). En cada instante, se evaluó la compliance como el cociente entre la envolvente de PPG y la envolvente de presión (Fig. 10.1-e). Para la máxima compliance, se calculó la presión media, P_v , de la rampa de presión (Fig. 10.1-a).

La Fig. 8.8 muestra un diagrama de bloques de la evaluación de la compliance (con el método vibracional) y la onda de presión arterial (con el método de compensación de volumen) a lazo cerrado.

10.2.3 Análisis estadístico

La PAM se calculó como $PD + (PS - PD)/3$ donde PS es la presión sistólica y PD es la presión diastólica.

La PAM y P_o y P_v para las rampas descendentes y ascendentes se compararon mediante el test de Student apareado.

Para cada rampa, comparamos P_o y P_v utilizando una regresión lineal por cuadrados mínimos (coeficiente r de Pearson) y un análisis de Bland-Altman (Bland and Altman, 1986).

La distribución normal de los datos fueron evaluadas con un test de Kolmogorov-Smirnov y la prueba de igualdad de las varianzas, respectivamente.

Los resultados se presentan como valores medios \pm desvío estándar.

Se definió $p < 0.05$ como estadísticamente significativo y NS , no significativo.

10.3 Resultados

La Fig. 10.1 muestra mediciones representativas de la presión en el manguito y PPG en un sujeto para la validación de la evaluación de compliance. El gráfico superior, (Fig. 10.-a) representa la rampa ascendente de la presión del manguito superpuesta con vibraciones de alta frecuencia y ruido. La Fig. 10.1-b muestra las vibraciones de presión, obtenidas al filtrar la señal de rampa de presión, y su envolvente. Cuando se descompuso la señal de PPG sin procesar, Fig. 10.1-c, se obtuvieron dos señales: vibraciones de alta frecuencia (amplitud entre ± 2.5 mV), Fig. 10.1-d, y pulsos de baja frecuencia dados por los latidos cardíacos (amplitud de 200 mV), Fig. 10.-e. El gráfico inferior muestra la evaluación de la compliance con el método de vibracional: la máxima compliance corresponde con un valor medio de presión en la rampa (P_v). En la Fig. 10.1-e también se puede ver el pulso de PPG de mayor amplitud, correspondiente con una presión en la rampa (P_o). Cuando se realizó el análisis de la transformada de Fourier para las señales de presión y PPG, se encontraron dos picos de alta frecuencia a 21 Hz y mayores a 37 Hz correspondientes a las vibraciones superpuestas y al ruido introducido por el compresor, respectivamente.

Durante el experimento no se observaron cambios hemodinámicos en los voluntarios, de acuerdo a las mediciones de la presión braquial: el valor medio de la PAM antes (83.5 ± 9.6 mmHg) y después (82.2 ± 9.4 mmHg) del experimento resultaron similares (NS).

Se encontró una buena correlación lineal y una buena comparación con el análisis de Bland-Altman entre las presiones P_o y P_v , correspondientes a la máxima compliance obtenidas con los métodos oscilométricos y vibratoriales respectivamente, Fig. 10.4. Se debe destacar que se obtuvo una correlación similar entre las rampas de presión ascendente y descendente. Además, el intervalo de confianza del 95% del análisis de Bland-Altman fue de ± 14.7 mmHg.

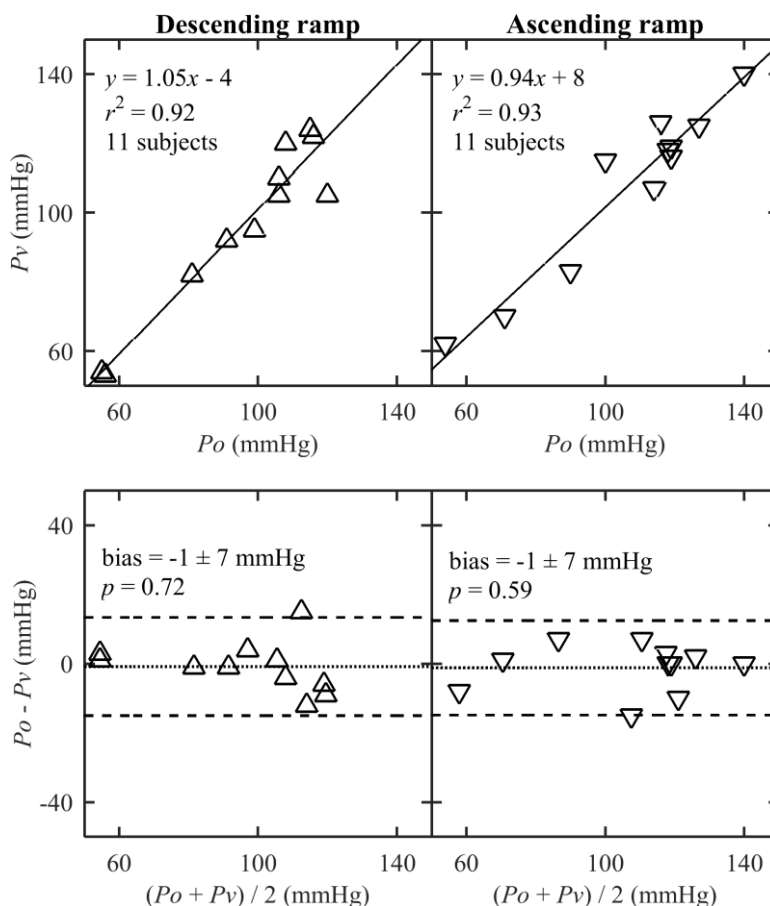


Fig. 10.4 – Correlación lineal (gráficos superiores) y análisis de Bland-Altman (gráficos inferiores) entre la presiones P_o y P_v (correspondientes a la máxima compliance) medidas con los métodos oscilométrico y vibracional, respectivamente. La línea de puntos indica el error medio de la diferencia entre ambos métodos y la línea discontinua indica el intervalo de confianza del 95% (± 14.7 mmHg en ambos casos). Se realizó el análisis para rampas de presión descendentes (gráficos a la izquierda) y ascendentes (gráficos a la derecha).

De manera interesante, registramos valores más altos de ambos P_v y P_o en rampas ascendentes que descendentes. En particular, 9 y 8 de 11 voluntarios mostraron mayores P_v y P_o , respectivamente, durante el inflado. En este sentido, P_v resultó 106 ± 25 mmHg y 97 ± 25 mmHg ($p = 0.04$) y P_o resultó 106 ± 25 mmHg y 96 ± 22 mmHg ($p = 0.06$) para rampas ascendentes y descendentes, respectivamente.

La Fig. 10.5 muestra un experimento representativo de uno de los tres voluntarios al implementar simultáneamente los métodos de compensación de volumen y vibracional con el control a lazo cerrado. La compliance se evaluó inicialmente con el control a lazo abierto y se obtuvieron dos formas de campana para ambas rampas de presión. Luego se cerró el lazo de control y la compliance se mantuvo estable en el valor máximo observado a lazo abierto, hasta que se iniciaron las maniobras instrumentales.

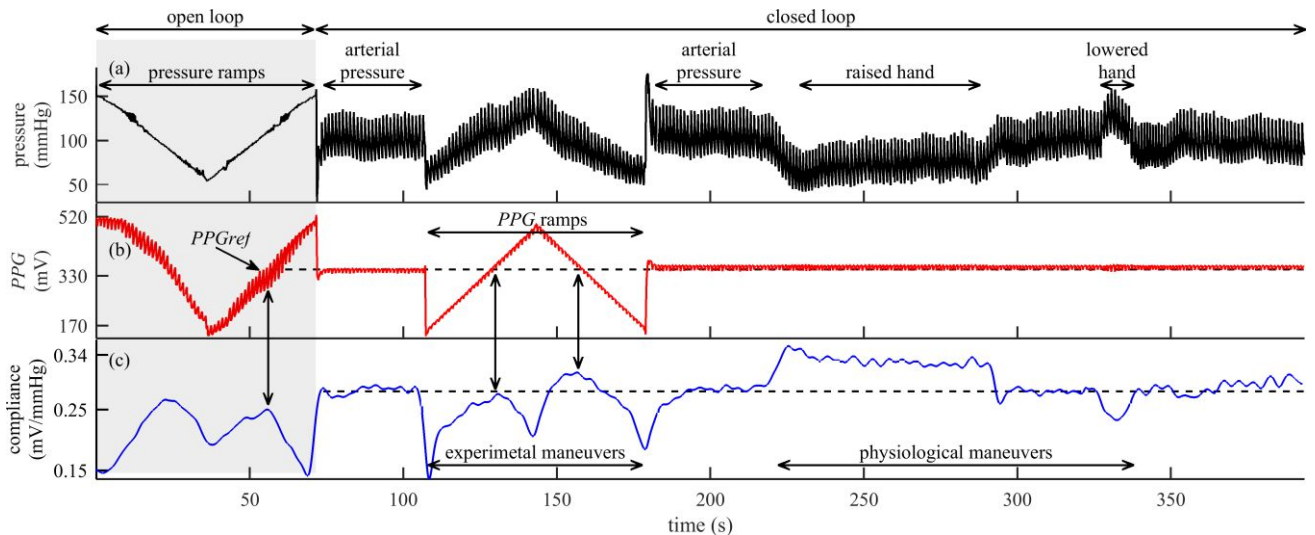


Fig. 10.5 – Compliance arterial evaluada simultáneamente a la presión arterial y las mediciones fotopletoptismográficas. El control a lazo cerrado diseñado fue capaz de generar vibraciones de alta frecuencia sin que el sistema fuera inestable. Las maniobras experimentales y fisiológicas indujeron cambios en el parámetro que refleja el compliance.

Cuando se cambió el valor de *PPGref* en forma de rampa ascendente y descendente, en los tres voluntarios se observaron dos formas de campana para la compliance, muy similares a aquellas obtenidas a lazo abierto. Luego, *PPG* se fijó nuevamente al valor inicial de *PPGref* y la compliance volvió a su valor máximo. Durante las maniobras fisiológicas se observaron variaciones en la compliance y la presión arterial. En los tres voluntarios, la presión arterial disminuyó o aumentó cuando la mano se elevó o bajó, respectivamente, mientras que la compliance varió inversamente.

10.4 Discusión

En este Capítulo, se contribuyó a la validación del método vibracional estudiando la capacidad de las vibraciones de presión y *PPG* de alta frecuencia para reflejar los cambios en la compliance. Para esto, determinamos el latido correspondiente a la máxima compliance con el método de vibracional. Se comparó la presión media para este latido (P_v) con la presión media asociada al latido con la máxima amplitud de *PPG* (P_o), obtenida con el método oscilométrico. Nuestros resultados demostraron una buena correlación entre P_v y P_o . Además, el intervalo de confianza del 95% del análisis de Bland-Altman fue inferior al valor límite clínicamente aceptable, definido en 15 mmHg (O'Brien, et al., 2010). Por lo tanto, nuestros datos sugieren que la estimación de la máxima compliance con el método vibracional refleja la estimación gold standard de la máxima compliance, es decir, evaluada con el método oscilométrico. Elegimos este gold standard porque es ampliamente aceptado para la determinación inicial de *PPGref* en el método de compensación de volumen.

Dado que la compliance se define como la relación entre un cambio de volumen y un cambio de presión, evaluamos la compliance como el cociente entre la amplitud de *PPG* y la presión, asumiendo que la señal de la *PPG* refleja el volumen arterial. En este sentido, diferimos del método vibracional original, que solo tiene en cuenta la amplitud de vibraciones de *PPG* para estimar la compliance (Penaz, 1992, Penaz, 1995, Penaz, et al., 1997, Moudr, et al., 2014) y considera una amplitud de presión vibracional constante, lo que es técnicamente difícil de lograr. Por el contrario, nuestra evaluación de compliance se basa en el hecho de que sí registramos cambios en la amplitud de la presión, Fig. 10.1-b. Además, la amplitud (3 mmHg RMS) elegida para la presión de señal de alta frecuencia, fue suficiente para detectar las variaciones de compliance sin introducir inestabilidad en el sistema. En otros trabajos, este parámetro se informó en el rango de 7 a 15 mmHg (o mayor) a una frecuencia vibracional de 50 Hz (Penaz, 1995). Dado que la pared arterial responde con menor amplitud al aumentar la frecuencia del estímulo (como un filtro pasa bajos) (Armentano, et al., 2006), el uso de una frecuencia más baja en nuestro protocolo (21 Hz) nos dio la posibilidad de trabajar con una menor amplitud en las vibraciones de presión. Por lo tanto, es posible que la baja frecuencia y la baja amplitud nos permitieran implementar un método de vibracional con un control estable a lazo cerrado. Hasta la fecha, la estimación simultánea de la compliance arterial mediante el método de vibracional y la presión arterial utilizando el método de compensación de volumen fue difícil de implementar debido a que el control a lazo cerrado amplifica las vibraciones y hace que el sistema sea inestable (Penaz, 1992).

Algunos autores informaron diferencias en las mediciones de presión de rampas ascendentes (inflado) o descendentes (desinflado). C. Liu et al. (Liu, et al., 2014) observaron, durante mediciones de presión en el

brazo, valores más altos de la máxima amplitud del pulso oscilométrico en rampas ascendentes que en rampas descendentes. También en la arteria braquial, D. Zheng et al. informó una presión arterial media más alta en el inflado en comparación con el desinflado (Zheng, et al., 2013). De manera similar a la anterior, pero en la arteria digital, encontramos valores más altos de P_o , y también de P_v , en rampas ascendentes que en rampas descendentes. Todos estos resultados sugieren que las arterias pueden comportarse de manera diferente durante el inflado y desinflado del manguito y, por lo tanto, estas diferencias deben tenerse en cuenta, especialmente cuando se usa P_o como la referencia del control a lazo cerrado en el método de compensación de volumen (Matsumura, et al., 2017).

Previamente se destacó la implementación de la evaluación simultánea de la presión arterial y la compliance utilizando un control a lazo cerrado estable (Fig. 10.5). Se pudo ver que la compliance se mantiene estable y cercana a su máximo cuando no se introducen las maniobras, es decir en reposo. Durante las maniobras instrumentales (que llevaron a variar PPG_{ref} y, por consiguiente, la presión del manguito), la curva de compliance mostró dos formas de campana con máximos (y presiones medias en estos puntos) similares a los valores medidos a lazo abierto. Las maniobras fisiológicas (cambios en la altura de la mano) que variaron la compliance permiten cierta especulación. En este caso, registramos variaciones esperables en la presión arterial durante de los movimientos verticales de la mano, sin cambios en la PPG (debido al control a lazo cerrado), y sí registramos variaciones de compliance. Según K. Jagomägi et al. (Jagomägi, et al., 2005), quienes también trabajaron en condiciones de presión transmural cero, los cambios posturales de la mano podrían inducir tanto al aumento o disminución de la compliance. Sin embargo, en nuestros experimentos, los cambios en la compliance fueron siempre en un sentido, opuestos a los cambios en la presión arterial.

En este trabajo, demostramos que los cambios en la compliance medida con el método vibracional se correlacionan con aquellos evaluados con el método oscilométrico. También avanzamos en el registro estable de la presión arterial simultánea y la evaluación de la compliance. El siguiente Capítulo se centrará en el uso de la información, sobre cambios en la compliance obtenidos con el método de vibracional, para adaptar el control a lazo cerrado y corregir automáticamente el valor de PPG_{ref} sin interrumpir las mediciones de presión.

Se deben reconocer algunas limitaciones. La presión arterial no se comparó con mediciones obtenidas de dispositivos validados que utilicen el método de compensación de volumen (no disponibles en nuestro país). Además, los cambios en la compliance podrían obtenerse en otras condiciones fisiológicas (por ejemplo, estrés mental o frío) y, eventualmente, compararse con cambios en la velocidad local de la onda del pulso, que está relacionada con dichos cambios.

10.5 Conclusión

La evaluación de la compliance arterial puede lograrse utilizando el método vibracional simultáneamente a la medición de la presión arterial y sin inestabilidad del sistema de control.

Capítulo 11. MÉTODOS DE COMPENSACIÓN DE VOLUMEN Y VIBRACIONAL CON REFERENCIA ADAPTATIVA EN PROTOCOLOS EXPERIMENTALES

El objetivo de este Capítulo es contribuir a la validación de los métodos de compensación de volumen y vibracional con referencia adaptativa, mediante protocolos experimentales que generen una variación en la compliance.

La adaptación de la referencia consistió en introducir cambios continuos y de pequeña amplitud en la referencia de forma de perturbar a la compliance (determinada con el método vibracional), y dirigir los cambios en la referencia hacia la máxima compliance para mantenerse en este punto, como se describió en el Capítulo 8.

Se implementaron, en 7 voluntarios, protocolos experimentales, Fig. 11.1, que incluyeron maniobras instrumentales y fisiológicas que generaran una variación en la compliance. En primer lugar, luego de cerrar el lazo de control, se observó una caída en la presión (-9 ± 9 mmHg, $p < 0.05$). Este efecto fue descrito por varios autores y debía ser corregido, ya que la presión no sigue a la presión arterial, con una recalibración a lazo abierto. En nuestro caso, al activar la referencia adaptativa, la presión recuperó su valor inicial (-1 ± 12 mmHg, NS), sin necesidad de interrumpir las mediciones, Fig. 11.2. Luego de un minuto de reposo, los valores de compliance, PPG y presión se estabilizan, sugiriendo que la referencia adaptativa converge a la máxima compliance y se establece.

A continuación, al provocar una disminución en la presión (-7 ± 6 mmHg, $p < 0.05$) y la compliance (-17 ± 17 %, $p < 0.05$) disminuyendo manualmente la referencia (maniobra instrumental), Fig. 11.3, la activación de la referencia adaptativa permitió recuperar las tres variables a los valores previos a la maniobra, Tabla 11-2.

Por último, al realizar la maniobra fisiológica de vasodilatación mediada por flujo, Fig. 11.4, cuando se liberó la oclusión de la arteria braquial, se observó un descenso temporario en la compliance (-52 ± 33 %, $p < 0.05$). A pesar de no disponer en la bibliografía de mediciones locales de compliance durante esta maniobra, este descenso podría explicarse con las variaciones del diámetro arterial y (Charakida, et al., 2010, Thijssen, et al., 2010) velocidad de la onda de pulso reportados durante esta maniobra, utilizando la ecuación de Bramwell–Hill. Luego de un período de recuperación, tanto la presión (-2 ± 8 mmHg, NS), como la referencia (16 ± 19 %, NS) y la compliance (13 ± 24 %, NS) recobraron sus valores previos a la maniobra, Tabla 11-3.

Como conclusión, el método propuesto para la adaptación de la referencia permitió evaluar cambios de presión y compliance arterial que resultaron congruentes con observaciones previas.

11.1 Introducción

En el método de compensación de volumen, la validez de las mediciones depende de que no haya cambios en el valor de la referencia correspondiente al punto de máxima compliance, que puede cambiar en pocos segundos por cambios hemodinámicos (activación del músculo liso vascular) o instrumentales (movimiento del sensor de PPG). En este caso, es necesario interrumpir las mediciones para realizar una recalibración y actualizar PPGref (Wesseling, et al., 1995, Bartels, et al., 2016). Otra solución consiste en adaptar la referencia para que el promedio de la presión en el manguito sea similar a la presión arterial media medida con otro dispositivo (en el brazo o en otro dedo) cada cierto intervalo de tiempo (Fortin, et al., 2013, Fortin and Grullenberger, 2014). Sin embargo ninguno de estas variantes provee un ajuste continuo al punto de máxima compliance, y en cambio su mediciones tienen cierto error antes de que se actualice PPGref.

Para resolver estos inconvenientes, se desarrolló el instrumental y metodología para implementar los métodos de compensación de volumen y vibracional con una referencia adaptativa que dirija al sistema hacia la máxima compliance y se mantenga en este punto. Este método se evaluó con protocolos experimentales que incluyeron maniobras que generaran distintas variaciones en la compliance.

11.2 Protocolos experimentales

Se llevaron a cabo los siguientes protocolos experimentales, Fig. 11.1, en cada uno de los 7 voluntarios reclutados (2 mujeres y 5 hombres, 30 ± 7 años) utilizando el dispositivo desarrollado para la medición de la presión externa P_e , PPG y compliance C .

Después de 5 minutos en reposo, se realizó una calibración inicial utilizando el método oscilométrico por fotopletografía, para determinar la referencia *PPG_{ref}*, Fig. 11.2. A continuación se cerró el lazo de control para medir la onda de presión y en simultáneo se implementó el método vibracional para evaluar cambios de compliance. Luego de 60 s se activó la referencia adaptativa y se realizaron mediciones por un período de 90 s, hasta que alcanzara un valor estable correspondiente al punto de máxima compliance.

A continuación se desactivó la referencia adaptativa y se realizó una maniobra instrumental que consistió en disminuir manualmente *PPG_{ref}* en un valor fijo, igual al 60% de la amplitud máxima de la onda de *PPG* medida a lazo abierto, Fig. 11.3. Durante 30 s se realizaron mediciones con la referencia constante y seguidamente se activó la referencia adaptativa.

Luego de un período de 3 minutos, se realizó una maniobra fisiológica que consistió en generar una vasodilatación mediada por flujo. Para esto se ocluyó la arteria braquial por 5 minutos con un manguito colocado en el brazo ipsilateral inflado a una presión 50 mmHg suprasistólica, de acuerdo al protocolo estandarizado (Charakida, et al., 2010). Luego se liberó la oclusión y se realizaron las mediciones durante 5 minutos, con la referencia adaptativa.

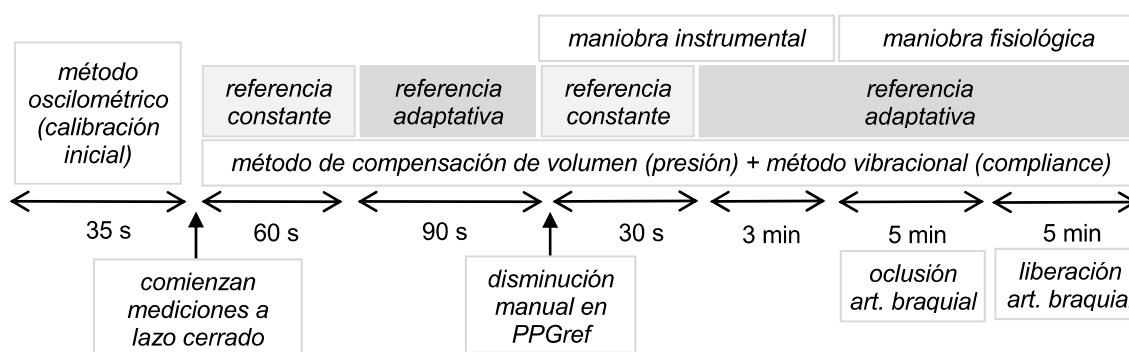


Fig. 11.1 – Secuencia de mediciones en cada individuo. El protocolo experimental incluyó maniobras que generaran variaciones en la compliance mientras se realizaban mediciones de presión y compliance utilizando los métodos de compensación de volumen y vibracional con referencia adaptativa.

11.2.1 Análisis estadístico

La *PAM* se calculó como $PD + (PS - PD)/3$ donde *PS* es la presión sistólica y *PD* es la presión diastólica.

Los valores de *PAM*, *PPG*, *C*, se compararon mediante el test de Student apareado. Para comparar los cambios en *PPG* y *C*, los valores se normalizaron por su valor al inicio de la maniobra, *PPG_i* o *C_i*, respectivamente.

Los resultados se presentan como valores medios, *VM*, ± desvío estándar, *DS*.

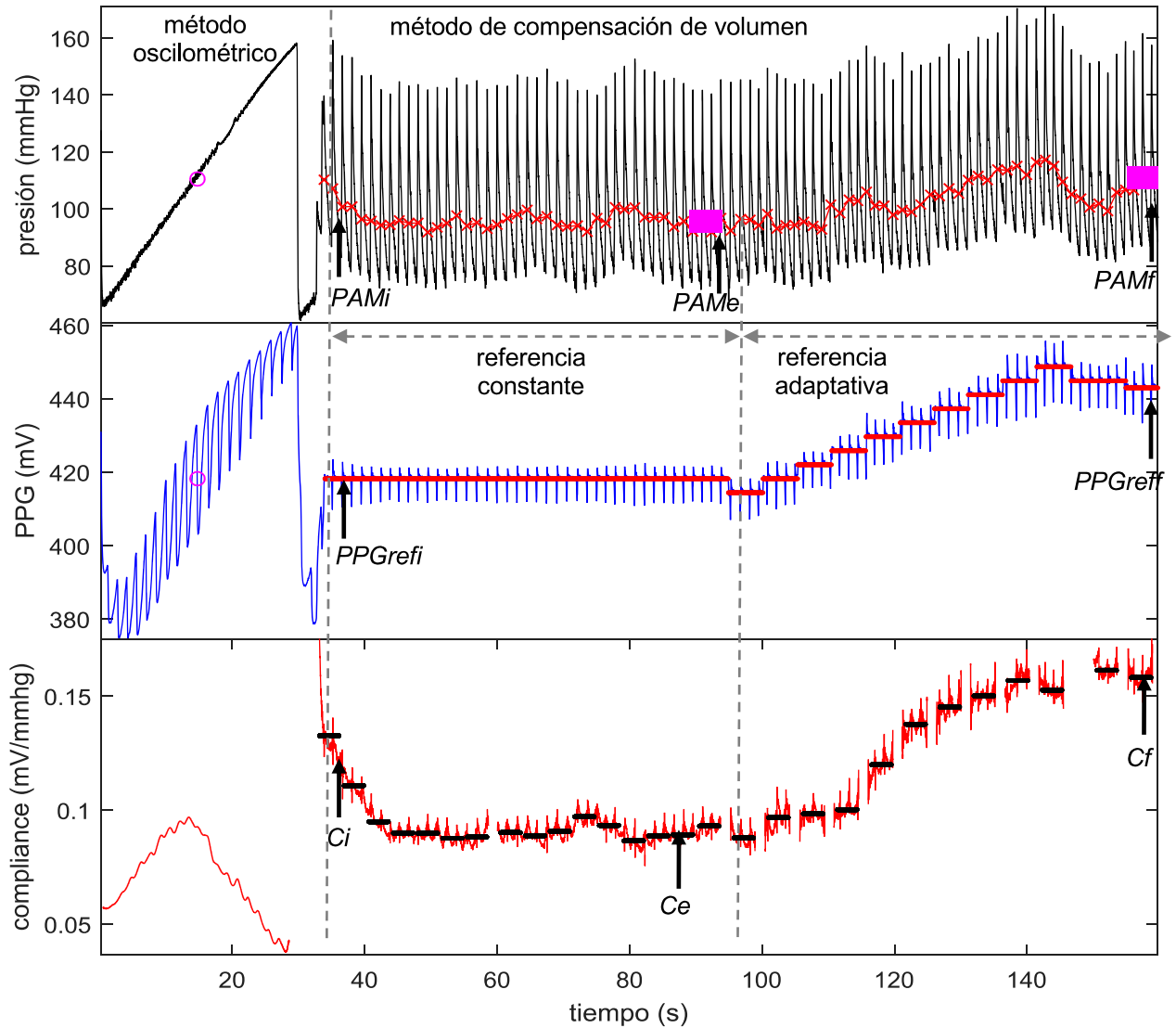
Se consideró $p < 0.05$ como estadísticamente significativo. *NS*: no significativo.

11.3 Resultados

La Fig. 11.2 muestra mediciones representativas de presión, *PPG* y compliance en un sujeto al cerrar el lazo de control del método de compensación de volumen. La aparición de una presión externa, provoca un efecto conocido (Molhoek, et al., 1984, Penaz, 1992, Wesseling, et al., 1995) de descenso en la presión inicial que no sigue a la presión arterial y debía ser corregido con una recalibración.

La Tabla 11-1 muestra el análisis estadístico de la variación en la presión, compliance y referencia al comenzar las mediciones a lazo cerrado para los 7 voluntarios. La caída observada en la presión luego de iniciar las mediciones a lazo cerrado, fue acompañada de un descenso en la compliance sugiriendo que la referencia se apartó del punto de máxima compliance. En efecto, al activar la referencia adaptativa, se observó un aumento en esta variable al igual que la compliance mientras que la presión recuperó su valor inicial.

Luego de un minuto de reposo, se observó una constancia de la compliance, la *PPG* y la presión, sugiriendo que la referencia adaptativa converge a la máxima compliance y se establece.



mediciones a lazo cerrado, luego de activar la referencia adaptativa. Esta disminución fue acompañada de un descenso en la compliance sugiriendo que la referencia se apartó del punto de máxima compliance. Al activar la referencia adaptativa, se registró un aumento tanto en la presión como en la compliance. Se muestran: onda de presión y presión arterial media *PAM* (gráfico superior, negro y rojo respectivamente); señal de fotoplestismografía *PPG* y referencia *PPGref* (gráfico medio azul y rojo respectivamente); compliance *C* y su valor medio (gráfico inferior, rojo y negro respectivamente). Se indican las mediciones de *PAMi*, *PAMe*, *PAMf*, *PPGrefi*, *PPGreff*, *Ci*, *Ce* y *Cf*, donde los sufijos *i*, *e* y *f* significan inicial, estable y final, respectivamente.

Variables analizadas	VM ± DS
<i>PAMe</i> y <i>PAMi</i> (mmHg)	-9 ± 9*
<i>PAMf</i> y <i>PAMi</i> (mmHg)	-1 ± 12 (NS)
<i>PPGreff</i> y <i>PPGrefi</i> (%)	10 ± 4*
<i>Ce</i> y <i>Ci</i> (%)	-25 ± 11*
<i>Cf</i> y <i>Ci</i> (%)	38 ± 26*

Tabla 11-1 – Análisis estadístico de la variación en la presión *PAM*, compliance *C* y referencia *PPGref* al comenzar las mediciones a lazo cerrado para los 7 voluntarios. Los sufijos *i*, *e* y *f* significan inicial, estable y final, respectivamente. * $p < 0.05$

La Fig. 11.3 muestra la continuación de las señales medidas al disminuir manualmente la referencia para generar un cambio en la compliance.

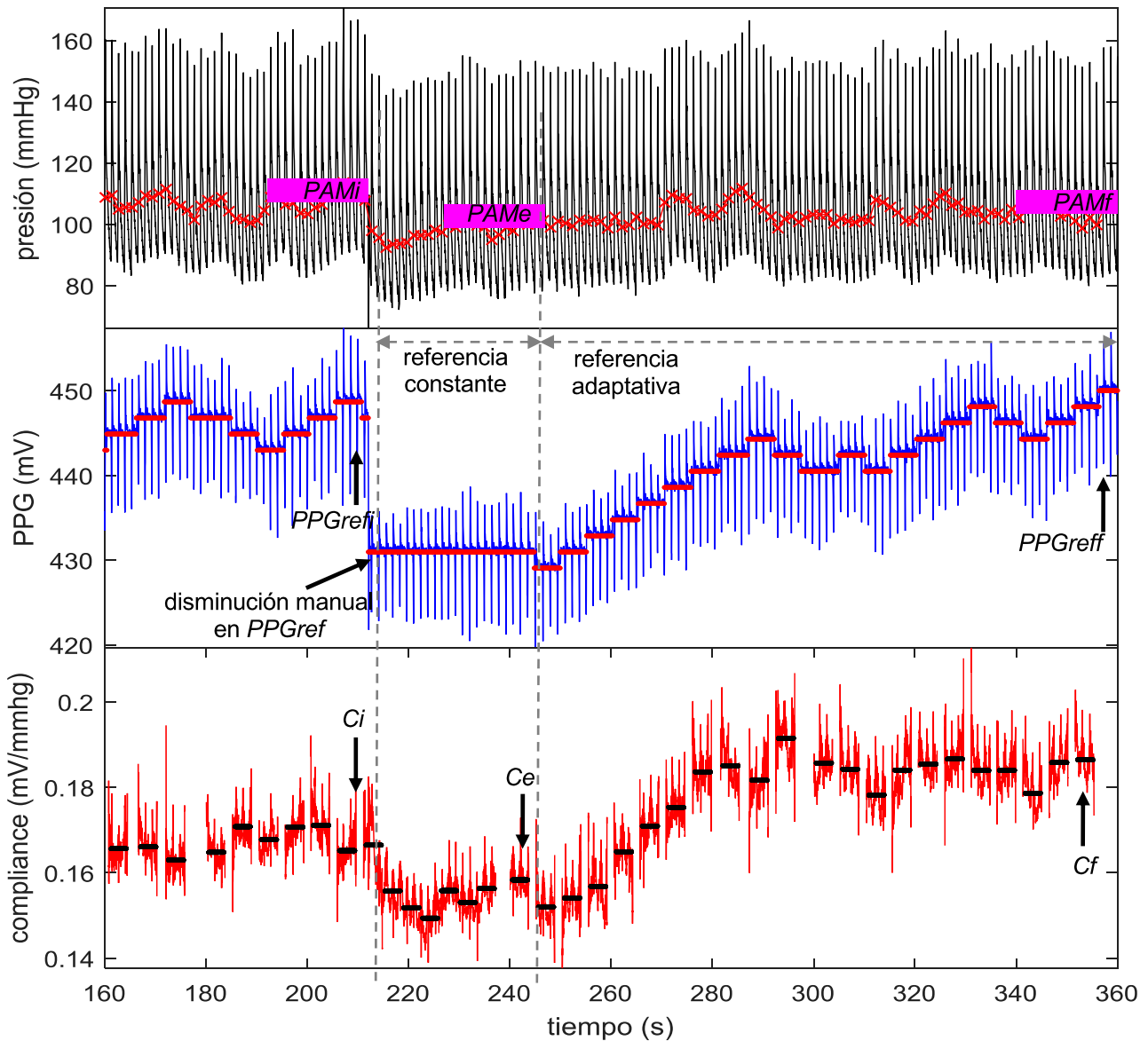


Fig. 11.3. Continuación experimental, en un voluntario, de la disminución en la presión provocada por la maniobra instrumental (disminución manual de la referencia), luego de activar la referencia adaptativa. Esta disminución fue acompañada de un descenso en la compliance sugiriendo que la referencia se apartó del punto de máxima compliance. Al activar la referencia adaptativa, tanto la presión, como la compliance y la referencia recuperaron sus valores previos a la maniobra. Se muestran: onda de presión y presión arterial media PAM (gráfico superior, negro y rojo respectivamente); señal de fotopletismografía PPG y referencia PPG_{ref} (gráfico medio azul y rojo respectivamente); compliance C y su valor medio (gráfico inferior, rojo y negro respectivamente). Se indican las mediciones de PAM_i , PAM_e , PAM_f , PPG_{refi} , PPG_{reff} , C_i , C_e y C_f , donde los sufijos i , e y f significan inicial, estable y final, respectivamente.

La Tabla 11-2 muestra el análisis estadístico de la variación en la presión, compliance y referencia al realizar la maniobra instrumental en los 7 voluntarios. Se observó una disminución en la presión y la compliance mientras la referencia permanecía constante. Al activar la referencia adaptativa, tanto la presión como la compliance y la referencia, recobraron sus valores previos a la maniobra, sin necesidad de interrumpir las mediciones.

VARIABLES ANALIZADAS	VM ± DS
<i>PAM_e</i> y <i>PAM_i</i> (mmHg)	-7 ± 6*
<i>PAM_f</i> y <i>PAM_i</i> (mmHg)	-2 ± 2 (NS)
<i>PPG_{reff}</i> y <i>PPG_{refi}</i> (%)	0 ± 4 (NS)
<i>C_e</i> y <i>C_i</i> (%)	-17 ± 17*
<i>C_f</i> y <i>C_i</i> (%)	6 ± 11 (NS)

Tabla 11-2 – Análisis estadístico de la variación en la presión *PAM*, compliance *C* y referencia *PPG_{reff}* al realizar la maniobra instrumental (disminución manual de la referencia) para los 7 voluntarios. Los sufijos *i*, *e* y *f* significan inicial, estable y final, respectivamente. * $p < 0.05$

Por último, la Fig. 11.4 muestra la continuación de las señales medidas al realizar la maniobra de vasodilatación mediada por flujo para generar un cambio en la compliance.

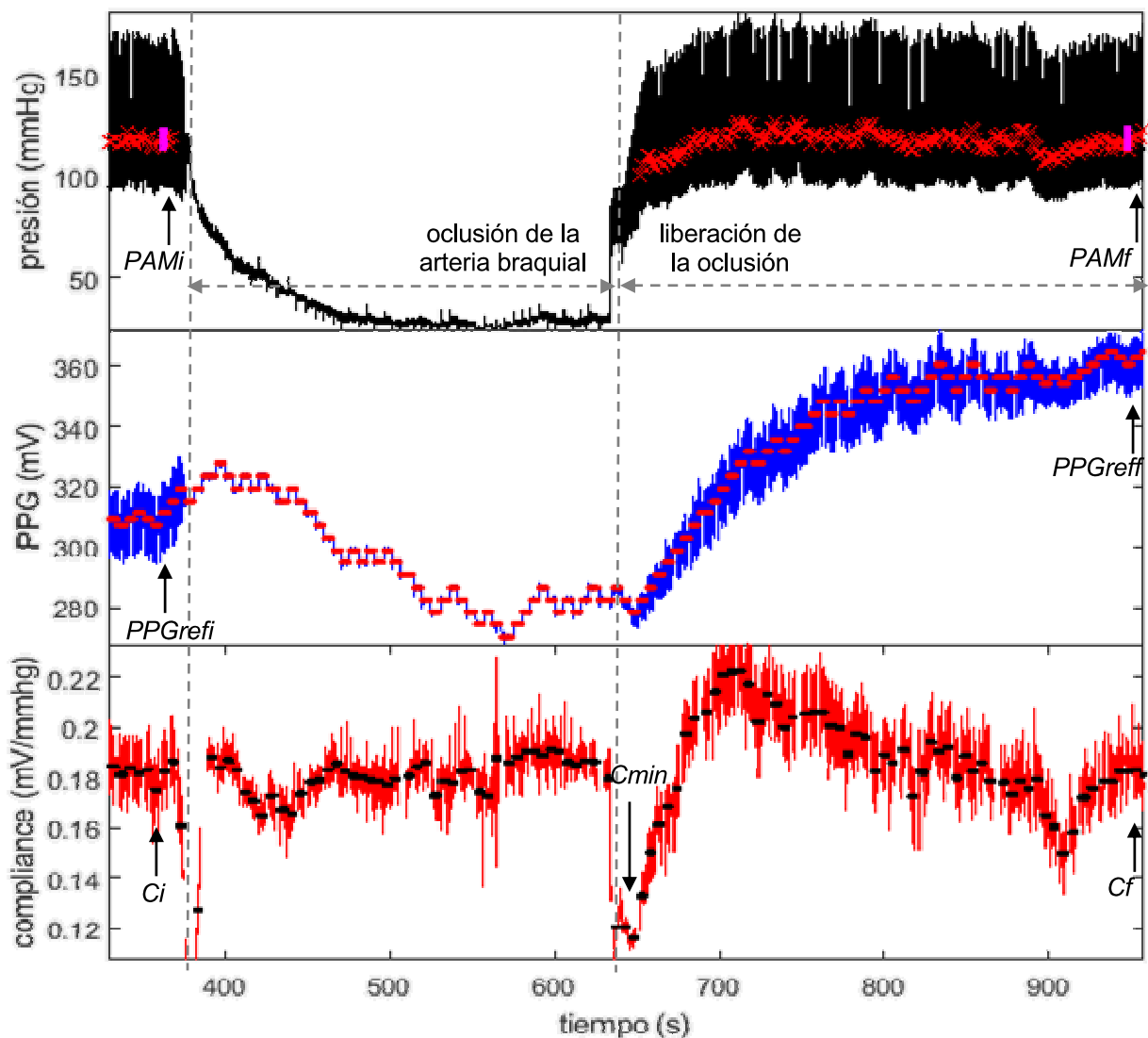


Fig. 11.4 – Referencia adaptativa, en un voluntario, durante la vasodilatación mediada por flujo para generar un cambio en la compliance. Luego del período de recuperación, tanto la presión, como la referencia y la compliance recuperaron sus valores previos a la maniobra. Se muestran: onda de presión y presión arterial media *PAM* (gráfico superior, negro y rojo respectivamente); señal de fotopleletismografía *PPG* y referencia *PPG_{reff}* (gráfico medio azul y rojo respectivamente); compliance *C* y su valor medio (gráfico inferior, rojo y negro respectivamente). Se indican las mediciones de *PAM_i*, *PAM_f*, *PPG_{refi}*, *PPG_{reff}*, *C_i*, *C_{min}* y *C_f*, donde los sufijos *i*, *min* y *f* significan inicial, mínimo y final, respectivamente.

La Tabla 11-3 muestra el análisis estadístico de la variación de la presión, compliance y referencia al realizar la maniobra fisiológica para los 7 voluntarios. Cuando se liberó la oclusión, se observó un descenso temporario en la compliance. Luego del período de recuperación, tanto la presión como la referencia y la compliance recuperaron sus valores previos a la maniobra.

VARIABLES ANALIZADAS	VM ± DS
PAM _f y PAM _i (mmHg)	-2 ± 8 (NS)
PPG _{reff} y PPG _{refi} (%)	16 ± 19 (NS)
C _{min} y C _i (%)	-52 ± 33*
C _f y C _i (%)	13 ± 24 (NS)

Tabla 11-3 – Análisis estadístico de la variación de la presión PAM, compliance C y referencia PPG_{ref} al realizar la maniobra fisiológica (vasodilatación mediada por flujo) para los 7 voluntarios. Los sufijos *i*, *e* y *f* significan inicial, estable y final, respectivamente. **p* < 0.05

11.4 Discusión y conclusión

Los protocolos implementados fueron propuestos para evaluar la congruencia de los resultados obtenidos con publicaciones previas.

Al iniciar las mediciones a lazo cerrado, la caída observada en la presión fue descrita previamente por varios autores (Molhoek, et al., 1984, Penaz, 1992, Wesseling, et al., 1995). Esta disminución en la presión es normalmente interpretada como un error del método de compensación de volumen, ya que la presión no sigue a la presión arterial, por lo que debe realizarse una recalibración, interrumpiendo las mediciones. Este efecto se atribuyó a que en los primeros 10 a 30 segundos (e incluso minutos) posteriores a la aparición de una presión transmural, ocurre un vaciamiento de sangre de la microvasculatura que provoca un cambio en la señal de PPG, por lo que es necesario una corrección de PPG_{ref}. Recientemente, otros autores sugirieron un método alternativo para su corrección, ajustando PPG_{ref} hasta que la presión media se establezca en torno al valor medido con el método oscilométrico (Matsumura, et al., 2017). En nuestro experimento, este descenso en la presión es congruente con la disminución observada en la compliance, Fig. 11.2, indicando que la referencia se apartó del punto de máxima compliance. En efecto, al activar la referencia adaptativa, se observó un aumento en la compliance y la referencia, acompañados de una recuperación de la presión a su valor inicial, Tabla 11-1.

Luego de un minuto de reposo, se observó una constancia de la compliance, la PPG y la presión, sugiriendo que la referencia adaptativa converge a la máxima compliance y se establece.

A continuación, al provocar una disminución en la compliance y la presión disminuyendo manualmente la referencia, Fig. 11.3, la activación de la referencia adaptativa permitió recuperar las tres variables a sus valores previos a la maniobra, Tabla 11-2. También se realizaron maniobras donde, en vez de disminuir, se aumentó manualmente la referencia y se obtuvo un comportamiento similar (resultados no mostrados).

Por último, al provocar un cambio en la compliance mediado por un aumento del flujo, Fig. 11.4, la onda de presión resultó similar, en términos cualitativos, a mediciones invasivas en la arteria radial (Jiang, et al., 2011). Luego de un período de recuperación, la presión, la compliance y la referencia recuperaron su valor previo a la maniobra, Tabla 11-3. En particular, se observó un descenso temporario en la compliance (-52 ± 33 %, *p* < 0.05), que, a pesar de no disponer en la bibliografía de mediciones locales de compliance durante esta maniobra, podría explicarse con el aumento en el diámetro arterial (Charakida, et al., 2010, Thijssen, et al., 2010), la disminución en la velocidad de la onda de pulso (Naka, et al., 2005) o el aumento tiempo de tránsito (Mashayekhi, et al., 2015) reportados durante esta maniobra, según la ecuación de Bramwell–Hill (Laurent, et al., 2006). Resulta de interés analizar la relación entre la variación de compliance observada y la variación del diámetro, utilizada como gold standard para el diagnóstico temprano de la disfunción endotelial, a pesar de ser un método técnicamente complejo y costoso (Charakida, et al., 2010, Thijssen, et al., 2010).

Se reconocen algunas limitaciones desde el punto de vista metodológico. Los cambios continuos en la referencia adaptativa tenían una amplitud fija. Sin embargo, se desea que esta amplitud aumente cuando se detecta un cambio de compliance de forma de aumentar la velocidad de convergencia. En cambio se desea que esta amplitud disminuya cuando la compliance es estable, de forma de minimizar la variación en la presión debido a la referencia adaptativa.

Como conclusión, el método propuesto para la adaptación de la referencia permitió evaluar cambios de presión y compliance arterial que resultaron congruentes con observaciones previas.

CONCLUSIÓN

CONCLUSIÓN

Conclusión general

Se demostró que los cambios en la compliance arterial pueden ser evaluados con el método vibracional. Este método fue implementado, junto con el método de compensación de volumen, en un dispositivo cuyo diseño permite actualizar los parámetros del control y obtener mediciones estables de presión y compliance arterial simultáneamente. Además, la evaluación continua de la compliance permitió adaptar el dispositivo al punto de máxima compliance sin interrumpir las mediciones.

Conclusiones particulares

En el Capítulo 1 las nociones básicas presentadas sobre la fisiología del sistema arterial, permitieron comprender los fundamentos de las metodologías desarrolladas en el resto de la Tesis.

Respecto al Capítulo 2, se relacionó el uso de la técnica de fotoplethismografía con la medición del volumen arterial.

El siguiente Capítulo sirvió para explicar el funcionamiento del método de compensación de volumen para la medición de presión arterial.

En el Capítulo 4 se discutieron distintos aspectos prácticos sobre variantes en la implementación del método de compensación de volumen.

El último Capítulo de la introducción de la Tesis, permitió explicar el método vibracional para la medición de compliance y sus limitaciones.

En el Capítulo 6, el dispositivo desarrollado, compuesto por un generador de ondas de presión, un fotoplethismógrafo, un microcontrolador, una fuente de alimentación y una PC, permitió diseñar un sistema de control para implementar variantes al método de compensación de volumen. Además su costo no supera los US\$ 450, significativamente menor al precio de un dispositivo similar comercialmente disponible, que supera los US\$ 25000.

Como conclusión del Capítulo 7, la información obtenida en la caracterización a lazo abierto de la no linealidad, el rango de velocidad de respuesta y el ruido del compresor y la válvula proporcional del generador de ondas de presión en todo su rango de operación, puede ser utilizada para diseñar un control que permita reproducir la onda de presión arterial.

En el Capítulo 8 fue posible diseñar un sistema de control a lazo cerrado capaz de implementar el método de compensación de volumen en simultáneo al método vibracional, identificando y adaptándose a cambios en la dinámica de la pared arterial, manteniendo la máxima velocidad de respuesta y dirigiendo al sistema hacia el punto de máxima compliance sin interrumpir las mediciones de la onda de presión.

El siguiente Capítulo se concluyó que el dispositivo desarrollado fue capaz de reproducir la onda de presión arterial y compensar la onda de volumen por fotoplethismografía medida en individuos, identificar y revertir las inestabilidades generadas al implementar en simultáneo el método de compensación de volumen y vibracional con referencia adaptativa, ajustando la velocidad de respuesta del sistema de control.

En el Capítulo 10 concluimos la compliance arterial puede ser evaluada con el método vibracional, y podría ser utilizada para adaptar la referencia del método de compensación de volumen ante, sin interrumpir las mediciones de presión

El último Capítulo permitió demostrar que el método propuesto para la adaptación de la referencia permitió dirigir al sistema al punto de máxima compliance, evaluando cambios de presión y compliance arterial en protocolos experimentales, que resultaron congruentes con observaciones previas.

ANEXOS

Anexo A. TEORÍA DEL CONTROL

El objetivo de este capítulo es presentar las herramientas teóricas que permiten el diseño del sistema de control, basado principalmente en el análisis de las transferencias del sistema.

El capítulo está organizado de la siguiente manera. En primer lugar se presentan nociones básicas sobre estabilidad y performance para el diseño de un control de un sistema realimentado, utilizando las funciones de transferencia de lazo abierto, sensibilidad y sensibilidad complementaria. Luego se presentan estructuras de control más complejas, como control con prealimentación (“feedforward”), control en cascada, uso de varios actuadores y sintonización automática y adaptativa. También se analizan métodos de identificación de los parámetros del proceso para diseñar el control. Se proponen técnicas de sintonización de un control PI y un proceso de primer orden para lograr el comportamiento deseado del sistema. Finalmente se detallan las consideraciones prácticas para la implementación del control en un sistema digital.

Diseño y análisis del control

El diseño de control es un verdadero problema de ingeniería. Básicamente se debe elegir una estructura para el controlador y sintonizar los parámetros mediante algún método. Esto debe lograrse a partir de la información que se tiene del sistema y el proceso, con el objetivo de lograr una dinámica deseada.

Los requisitos de diseño típicos son:

- que la salida siga las variaciones en la señal de referencia;
- que las perturbaciones de carga y ruido se atenúen;
- que el controlador no saturé;
- que el sistema sea estable e insensible a las variaciones e incertezas del modelo.

Los requisitos son mutuamente conflictivos y es necesario hacer concesiones (“trade-off”) de acuerdo a las características del sistema. La gran cantidad de parámetros y métodos de diseño del controlador hacen que cada problema pueda tener distintas soluciones.

El diseño y análisis de un sistema de control puede realizarse a partir de las funciones de transferencia que se definen y estudian a continuación.

Funciones de transferencia

Para el sistema lineal de la Fig. A.1, podemos definir las funciones de transferencia *Gout-in*, donde “out” se refiere a las señales de salida: y (salida del sistema), η (salida del proceso), v (control+perturbación), u (control), e (error), con sus respectivas transformadas de Laplace Y, N, V, U, E ; “in” se refiere a las señales de entrada: r (referencia), d (perturbación de carga) y n (ruido), con sus respectivas transformadas de Laplace R, D y N .

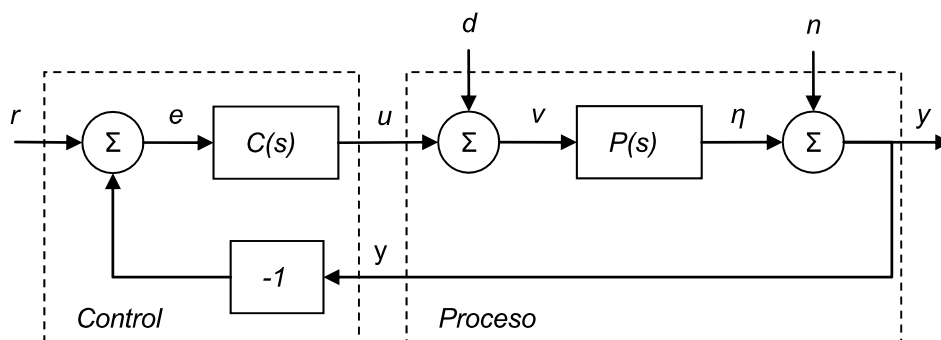


Fig. A.1 – Diagrama de bloques de un sistema con control C a lazo a lazo cerrado y realimentación de la salida del proceso P . Las señales externas son la señal de referencia r , la perturbación de carga d y el ruido de medición n . La salida del proceso es η y la señal de control es u .

Las salidas y entradas pueden relacionarse utilizando las funciones de transferencia *Gout-in* de la matriz definida a continuación.

$$\begin{pmatrix} y \\ \eta \\ v \\ u \\ e \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} G_{yr} & G_{yd} & G_{yn} \\ G_{\eta r} & G_{\eta d} & G_{\eta n} \\ G_{vr} & G_{vd} & G_{vn} \\ G_{ur} & G_{ud} & G_{un} \\ G_{er} & G_{ed} & G_{en} \end{pmatrix} \begin{pmatrix} r \\ d \\ n \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} \frac{P \cdot C}{1+P \cdot C} & \frac{P}{1+P \cdot C} & \frac{1}{1+P \cdot C} \\ \frac{P \cdot C}{1+P \cdot C} & \frac{P}{1+P \cdot C} & \frac{-P \cdot C}{1+P \cdot C} \\ \frac{C}{1+P \cdot C} & \frac{1}{1+P \cdot C} & \frac{-C}{1+P \cdot C} \\ \frac{C}{1+P \cdot C} & \frac{-P \cdot C}{1+P \cdot C} & \frac{-C}{1+P \cdot C} \\ \frac{1}{1+P \cdot C} & \frac{-P}{1+P \cdot C} & \frac{-1}{1+P \cdot C} \end{pmatrix} \begin{pmatrix} r \\ d \\ n \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} T & D & S \\ T & D & -T \\ N & S & -N \\ N & -T & -N \\ S & -D & -S \end{pmatrix} \begin{pmatrix} r \\ d \\ n \end{pmatrix} \quad (A.1)$$

Los elementos de la matriz pueden reducirse a un grupo de 4 funciones de transferencia que caracterizan al sistema. Cada una de estas 4 funciones ofrece distinta información del sistema, y todas están relacionadas por los parámetros del controlador de realimentación C y la planta P . Resulta conveniente definir las funciones L , T , S , N y D , que se estudian a continuación con el fin de establecer reglas de diseño para que el sistema a lazo cerrado alcance los niveles de performance y robustez deseados.

Es necesario estudiar las 4 funciones de transferencia en todo el rango de frecuencias de interés para observar modos de excitación que pueden no ser tenidos en cuenta si solo se analiza la función de transferencia de referencia a salida.

Transferencia de lazo L

La función de transferencia de lazo ("loop transfer function") se define como

$$L = P \cdot C \quad (A.2)$$

y relaciona la salida a lazo abierto con señal de referencia.

La transferencia de lazo L permite analizar la robustez y performance del sistema a lazo cerrado de forma simple pero con ciertas limitaciones. La ventaja del uso de esta función es que resulta más difícil diseñar un control a partir de las funciones de transferencia T , S , D y N , que ofrecen un análisis más general.

Performance y frecuencia de cruce de ganancia

Para el sistema definido previamente podemos escribir la salida y el control del sistema a lazo cerrado como

$$Y = \frac{P}{1+P \cdot C} \cdot D + \frac{1}{1+P \cdot C} \cdot N + \frac{P \cdot C}{1+P \cdot C} \cdot R \quad (A.3)$$

$$U = -\frac{P \cdot C}{1+P \cdot C} \cdot D - \frac{C}{1+P \cdot C} \cdot N + \frac{C}{1+P \cdot C} \cdot R \quad (A.4)$$

Un sistema tiene buena performance si $Y = R$. A continuación veremos qué características debe tener L para lograr esto.

Cuando $|L| \gg 1$, tenemos

$$Y \approx C^{-1} \cdot D + R \quad (A.5)$$

$$U \approx -D + P^{-1} \cdot (R - N) \quad (A.6)$$

Entonces para que $Y = R$, es decir obtener un buen seguimiento de la señal de referencia y rechazo de la señal de perturbación, necesitamos que $|C| \gg 1$ en las frecuencias donde D es importante, generalmente las bajas frecuencias. En cambio, a altas frecuencias generalmente el ruido N es importante y $|P| \ll 1$ por lo que el control U puede alcanzar valores elevados hasta saturar. Esto puede evitarse con $|L| \ll 1$ a altas frecuencias, donde obtenemos

$$Y \approx P \cdot D + N \quad (A.7)$$

$$U \approx -C \cdot N + C \cdot R \quad (A.8)$$

Si $|C| \ll 1$ a altas frecuencias, entonces U tiene una excursión de menor amplitud. A altas frecuencias, para no tener un mal seguimiento de la referencia, debemos asumir que R no es importante, entonces la salida Y tendrá poca amplitud.

Para lograr estos objetivos, debe haber una separación de frecuencias entre la señal de ruido de medición, por un lado, y las señales de referencia y de perturbación por el otro. Esta separación se da en la frecuencia de cruce de ganancia ω_{gc} , donde $|L(\omega_{gc})| = 1$ por definición. Esto puede verse en la Fig. A.2.

Para aumentar la performance:

- 1) wgc debe separar el ruido por un lado, y la referencia y perturbación, por el otro.
- 2) la pendiente de $|L(wgc)|$ debe ser pronunciada.

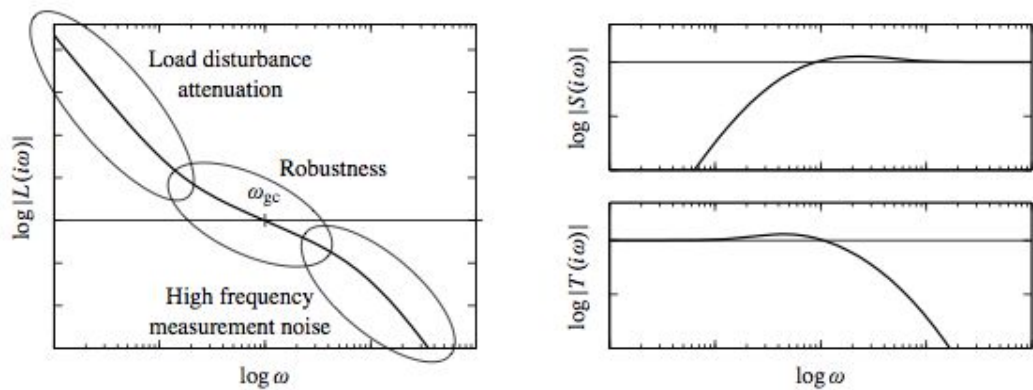


Fig. A.2 – Ejemplo del gráfico de Bode de las funciones L, S y T. La frecuencia de cruce ω_{gc} está relacionada con la atenuación de las perturbaciones de la carga, el ancho de banda y el tiempo de respuesta del sistema de circuito cerrado. La pendiente ngc de L en ω_{gc} determina la robustez del sistema a lazo cerrado. A bajas frecuencias, un valor absoluto elevado de L proporciona un buen rechazo de la perturbación de la carga, mientras que a altas frecuencias una pequeña ganancia de L evita inyectar demasiado ruido de medición.

Estabilidad: criterio de Nyquist y gráfico de Nyquist

Según el criterio de Nyquist, es posible analizar la estabilidad del sistema a lazo cerrado a partir del número de veces que el contorno de L encierra el punto crítico -1, cuando S se recorre encerrando al plano derecho, donde se ubicarían los posibles polos inestables del sistema a lazo cerrado.

El gráfico de Nyquist muestra la parte imaginaria de L vs la parte real de L cuando S se recorre encerrando al plano derecho. El sistema es estable cuando el gráfico de Nyquist no encierra al punto -1. La ventaja del gráfico de Nyquist respecto al gráfico de Bode es que permite analizar los márgenes de estabilidad de un sistema de forma más fácil. En la Fig. A.3 se muestra un ejemplo del gráfico de Nyquist y de Bode de L. Gráficamente, un incremento en la ganancia de L, expande el gráfico de Nyquist radialmente mientras que un cambio en la fase de L, gira el gráfico de Nyquist.

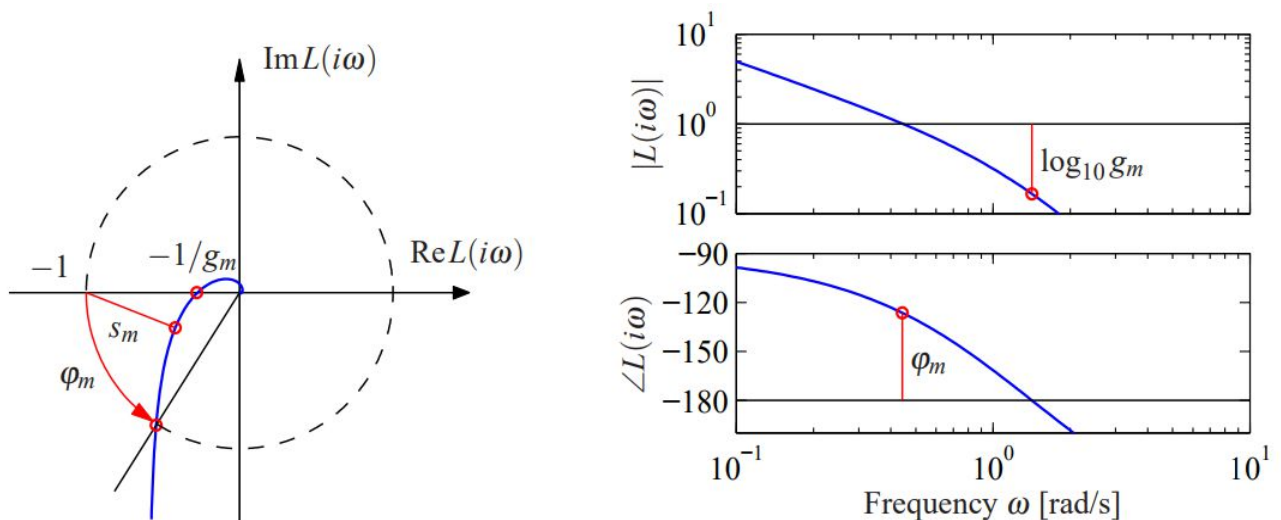


Fig. A.3 – El margen de ganancia g_m y el margen de fase ϕ_m se muestran en el gráfico de Nyquist (izquierda) y en el gráfico de Bode (derecha) de L. El margen de ganancia corresponde al aumento más pequeño en la ganancia tal que L encierre el punto -1, y el margen de fase es el cambio más pequeño en la fase tal que L encierre el punto -1. El gráfico de Nyquist también muestra el margen de estabilidad s_m , que es la distancia más corta al punto crítico -1.

Robustez y márgenes de estabilidad

En la práctica, no es suficiente que un sistema sea estable, sino robusto, es decir debe ser estable ante variaciones del sistema. Por eso se define el “margen de ganancia” g_m ubicado en la “frecuencia de cruce de fase” ω_{pc} como la menor cantidad que la ganancia de lazo puede aumentar antes que el sistema a lazo cerrado sea inestable. De forma similar, el “margen de fase” ϕ_m ubicado en la “frecuencia de cruce de

ganancia" ω_{gc} es la cantidad de retraso de fase requerido para alcanzar el límite de estabilidad, correspondiente al punto donde la magnitud es uno.

Asumiendo que la fase y el módulo de L decrecen de forma monótona con la frecuencia, la robustez puede analizarse con los márgenes de estabilidad:

$$gm = 1/|L(\omega_{pc})|, \text{ donde } \angle L(\omega_{pc}) = -180^\circ \quad (\text{A.9})$$

$$\varphi_m = \pi + \angle L(\omega_{gc}), \text{ donde } |L(\omega_{gc})| = 1 \quad (\text{A.10})$$

y sus valores razonables son $\varphi_m = 30^\circ$ a 60° y $gm = 2$ a 5 . Un sistema es inestable cuando $\varphi_m < 0^\circ$ o $gm < 1$.

Existen otras medidas de estabilidad, como el margen de retraso T_{dm} , que es el retraso mínimo requerido para que el sistema sea inestable. Ésta es una medida importante en sistemas con varios picos en L a altas frecuencias o en sistemas adaptativos. Es difícil encontrar una fórmula explícita para T_{dm} .

Compromiso entre performance y robustez

Existe un compromiso entre la robustez y la performance (Relación de Bode):

$$\varphi_m = \pi + n_{gc} \cdot \pi/2, \text{ con } n_{gc} < 0 \quad (\text{A.11})$$

donde n_{gc} es la pendiente de $|L(\omega_{gc})|$. Para aumentar el margen de estabilidad de fase φ_m se debe reducir el módulo de n_{gc} . Un sistema es inestable cuando $n_{gc} < -2$.

Componentes de fase no mínima

Los procesos con componentes de fase no mínima como polos inestables, ceros inestables y/o retrasos temporales, tienen una reducción en el margen de fase y frecuencia de cruce de ganancia respecto a un proceso de módulo equivalente de fase mínima.

En caso de un componente de fase no mínima, $\angle L(\omega_{pc})$ se reduce en un valor igual a:

- $2 \cdot \arctan(\omega/z)$, para un cero inestable z y $\omega_{gc} < z \cdot \tan(\phi/2)$
- $2 \cdot \arctan(p/\omega)$, para un polo inestable p y $\omega_{gc} > p \cdot \tan(\phi/2)$
- $\omega \cdot T_d$, para un retraso temporal T_d y $\omega_{gc} < 2/T_d \cdot \tan(\phi/2)$

donde $\phi = \pi - \varphi_m + n_{gc} \cdot \pi/2$

Además $\max(|S|) \geq (p+z)/|(p+z)|$ y $\max(|T|) \geq \exp(p \cdot T_d)$

Sensibilidad S

La función sensibilidad S se escribe como

$$S = \frac{1}{1+P \cdot C} \quad (\text{A.12})$$

Atenuación de perturbaciones

Se puede demostrar que S relaciona a la salida a lazo cerrado con la salida a lazo abierto cuando la referencia es constante y existen perturbaciones. Es decir S es una medida de la atenuación de perturbaciones introducida por el control a lazo cerrado.

Sensibilidad a variaciones de proceso

Puede demostrarse que la sensibilidad de G_{yd} y de G_{yr} respecto a variaciones del proceso P es

$$\frac{dG_{yd}}{G_{yd}} = \frac{dG_{yr}}{G_{yr}} = S \frac{dP}{P} \quad (\text{A.13})$$

Para que la transferencia a lazo cerrado G_{yr} y la transferencia a las perturbaciones de carga G_{yd} sean insensibles a las variaciones de proceso, es necesario que $|S(i\omega)| \approx 0$ entorno a la señal de referencia (bajas frecuencias) y perturbaciones de carga (bajas frecuencias)

La estabilidad ante variaciones del proceso es una de las propiedades más relevantes de la retroalimentación

Sensibilidad máxima y margen de estabilidad

La sensibilidad máxima, M_s , es también el mínimo de $|1 + L|$, que es precisamente el margen de estabilidad sm . Esto puede verse en el gráfico de Nyquist, Fig. A.4, donde la sensibilidad es menor que 1 para todos los puntos fuera de un círculo con radio 1 y centro en -1. El análisis de estabilidad mediante la sensibilidad es una generalización del análisis basado en el margen de estabilidad de fase y ganancia.

Para sistemas con fase y módulo de L que no decrecen de forma monótona con la frecuencia, se debe usar a sm como indicador de estabilidad, ya que en estos casos φ_m y gm no son buenos indicadores de estabilidad.

Para aumentar el margen de estabilidad sm se debe reducir la sensibilidad máxima M_s (ubicada en la frecuencia ω_{ms}), ya que $sm = 1 / M_s = \min(|L(j\omega)+1|)$. Un rango razonable es $sm = 0.5$ (agresivo) a 0.8 (conservador) y $M_s = 1.25$ a 2 . $sm > 0.5$ implica $\varphi_m > 30^\circ$ y $gm > 2$ ya que

$$sm < 2 \cdot \sin(\varphi_m/2) \tag{A.14}$$

$$sm < 1 - 1/gm \tag{A.15}$$

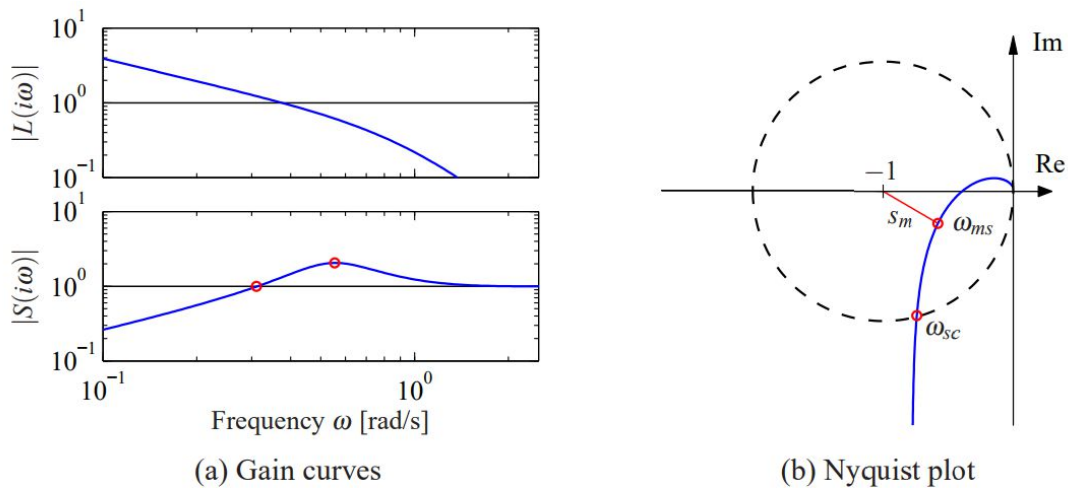


Fig. A.4 – Interpretación gráfica de la función de sensibilidad. Gráfico de Bode de la ganancia de la función de transferencia de lazo L y la función de sensibilidad S (izquierda). Se muestran la frecuencia de cruce de sensibilidad ω_{sc} y la frecuencia ω_{ms} , donde la sensibilidad tiene su valor más grande. El gráfico de Nyquist (derecha) muestra la misma información en una forma diferente. Todos los puntos dentro del círculo punteado tienen sensibilidades mayores a 1.

Asignación de polos

Al pasar de altas a bajas frecuencias, dado que los polos de P son ceros de S , la función de sensibilidad aumenta en los polos rápidos del proceso. Se pueden producir picos grandes a menos que haya polos de lazo cerrado cerca de los polos de proceso rápido. Entonces:

Para limitar la sensibilidad máxima M_s de la función sensibilidad S :

- los polos rápidos y estables del proceso deben cancelarse con ceros del controlador;
- la frecuencia de cruce debe ser mayor que la frecuencia del polo inestable más rápido del proceso (no se puede cancelar con el controlador),

ya que los polos de P son ceros de S .

Si $|L(i\omega)| \gg 1$ a bajas frecuencias y $|L(i\omega)| \ll 1$ a altas frecuencias, y la fase y módulo de L decrecen con la frecuencia, entonces aumentar la frecuencia de cruce de ganancia, produce un aumento en M_s , y además

$$|S| \approx \begin{cases} 0, & \text{a bajas frec, } \omega \ll \omega_{gc} \\ 1, & \text{a altas frec, } \omega \gg \omega_{gc} \end{cases}$$

Limitación en la sensibilidad

La fórmula integral de Bode demuestra que si el módulo de la función de sensibilidad se hace más pequeña para algunas frecuencias, debe aumentar en otras frecuencias de modo que la integral de $\log(|S(i\omega)|)$ permanezca constante. Entonces, el diseño de control se puede ver como una distribución de la atenuación y amplificación de la perturbación y ruido en diferentes frecuencias.

Para reducir la ganancia de S en ciertas frecuencias, se debe aumentar la ganancia de S en otras frecuencias (fórmula integral de Bode).

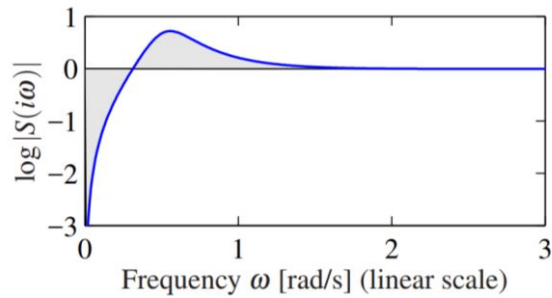


Fig. A.5 – Interpretación gráfica de la fórmula integral de Bode, que muestra que si el módulo de la función de sensibilidad se hace más pequeña para algunas frecuencias, debe aumentar en otras frecuencias de modo que la integral de $\log(|S(i\omega)|)$ permanezca constante. El área sobre el eje horizontal debe ser igual al área bajo el eje cuando la frecuencia se traza en una escala lineal.

Sensibilidad complementaria T

La función sensibilidad complementaria T se define como

$$T = \frac{P \cdot C}{1 + P \cdot C} \tag{A.16}$$

y recibe este nombre ya que

$$S + T = 1 \tag{A.17}$$

Esto implica que $|S|$ y $|T|$ no pueden ser pequeños (cercanos a cero) o grandes (cercanos a uno) de forma simultánea.

Función de transferencia de lazo cerrado

La función de transferencia de lazo cerrado, G_{yr} , que relaciona la salida del sistema respecto a la referencia es igual a la sensibilidad complementaria T .

$$T = G_{yr}$$

Para lograr un buen seguimiento, es necesario que $|T(i\omega)| \approx 1$ para las frecuencias importantes en la señal de referencia. El ancho de banda del sistema a lazo cerrado es la frecuencia de corte de la sensibilidad complementaria T .

Estabilidad y robustez

Se puede demostrar que para una variación aditiva y estable ΔP en el proceso P , Fig. A.6, el sistema es estable si se cumple

$$\frac{\Delta P}{P} < \frac{1}{T}, \text{ y } \left| \frac{\Delta P(w)}{P(w)} \right| < \frac{1}{|T(w)|} \text{ para todo } w \geq 0. \tag{A.18}$$

El módulo máximo de la sensibilidad complementaria M_t es una medida de la robustez a las variaciones del proceso. Valores razonables de M_t están en el rango de 1.2 (conservador) a 2 (agresivo). Tenemos la siguiente relación

$$M_t > 1/(2 \cdot \sin(\phi_m/2)) \tag{A.19}$$

$$M_t > gm/(gm - 1) \tag{A.20}$$

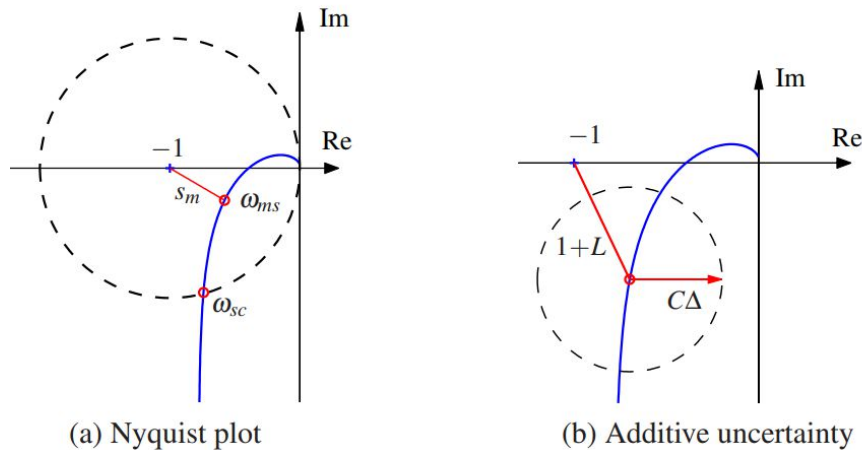


Fig. A.6 – Estabilidad robusta usando el criterio de Nyquist. El gráfico de la izquierda muestra que la distancia más corta al punto crítico s_m es una medida de robustez. El gráfico de la derecha muestra la curva de Nyquist de la función L de transferencia de bucle nominal, el círculo muestra su incertidumbre debido a las variaciones del proceso aditivo ΔP .

Esto significa que para un diseño robusto, las variaciones del proceso pueden ser grandes para aquellas frecuencias donde T es pequeño y se permiten variaciones más pequeñas para las frecuencias donde T es grande. Generalmente T es aproximadamente 1 hasta la frecuencia de cruce y luego decae.

Asumiendo que el proceso no tiene grandes picos de resonancia a altas frecuencias, se deduce la siguiente propiedad importante del control con realimentación.

Un modelo que describa a la dinámica del proceso hasta la frecuencia de cruce es suficiente para el diseño del controlador.

Se puede decir que la condición es conservadora porque asume que la perturbación crítica está en la dirección hacia el punto crítico -1 en el gráfico de Nyquist. Se permiten mayores perturbaciones en otras direcciones.

Sensibilidad a variaciones del proceso

Por otro lado, la sensibilidad a variaciones dP del proceso P en la función de transferencia G_{un} del ruido a salida en el controlador puede escribirse como

$$\frac{dG_{un}}{G_{un}} = -T \frac{dP}{P} \tag{A.21}$$

Para que la transferencia desde el ruido a la señal del control sea insensible a las variaciones de proceso, $|T(i\omega)| \approx 0$ entorno al ruido (altas frecuencias).

Asignación de polos

Al pasar de bajas a altas frecuencias, dado que los ceros de P son ceros de T , $|T(i\omega)|$ aumenta en los ceros lentos del proceso. Se pueden producir picos grandes a menos que haya polos de lazo cerrado cerca de los ceros lentos del proceso. Entonces:

Para limitar el máximo M_t de la sensibilidad complementaria máxima T :

- los ceros lentos y estables del proceso deben cancelarse con polos de la transferencia a lazo cerrado;
- la frecuencia de cruce debe ser menor que la frecuencia del cero inestable más lento del proceso (no se puede cancelar con el controlador), ya que los ceros de P son ceros de T .

Si $|L(i\omega)| \gg 1$ a bajas frecuencias y $|L(i\omega)| \ll 1$ a altas frecuencias, y la fase y módulo de L decrecen con la frecuencia, entonces

$$|T| \approx \begin{cases} 1, & \text{a bajas frec, } \omega \ll \omega_{gc} \\ 0, & \text{a altas frec, } \omega \gg \omega_{gc} \end{cases}$$

Sensibilidad al ruido N

La función sensibilidad al ruido N o sensibilidad de salida se escribe como

$$N = C \cdot S = \frac{C}{1+P \cdot C} \tag{A.22}$$

La función de transferencia desde la referencia hacia a la salida del control y la transferencia desde el ruido en la salida hacia la salida del control se escriben como

$$G_{ur} = -G_{un} = N = T/P \quad (\text{A.23})$$

En la práctica, si la respuesta del control está limitada por el actuador, se introducirá una no linealidad que modifica al análisis y diseño asumiendo sistemas lineales.

Para evitar la saturación del controlador (debido a los límites del actuador), la función sensibilidad de salida N debe tener baja ganancia entorno a la señal referencia (generalmente bajas frecuencias) y entorno al ruido (generalmente altas frecuencias).

Si $|L(i\omega)| \gg 1$ a bajas frecuencias y $|L(i\omega)| \ll 1$ a altas frecuencias, y la fase y módulo de L decrecen con la frecuencia, entonces

$$|G_{ur}| = |G_{un}| = |N| \approx \begin{cases} |P|^{-1}, & \text{a bajas frec, } \omega < \omega_{gc} \\ |C|, & \text{a altas frec, } \omega > \omega_{gc} \end{cases}$$

Sensibilidad a perturbación de carga

La función sensibilidad a perturbaciones de carga D o sensibilidad de entrada se escribe como

$$D = P \cdot S = \frac{P}{1+P \cdot C} \quad (\text{A.24})$$

Ganancia de la sensibilidad de entrada

La función de transferencia de la señal de perturbación respecto a la salida del sistema se escribe como

$$G_{yd} = \frac{P}{1+P \cdot C} \quad (\text{A.25})$$

Para atenuar las perturbaciones de carga a la salida, la función sensibilidad de entrada $P \cdot S$ debe tener baja ganancia entorno a las perturbaciones de carga (bajas frecuencias).

Si $|L(i\omega)| \gg 1$ a bajas frecuencias y $|L(i\omega)| \ll 1$ a altas frecuencias, y la fase y módulo de L decrecen con la frecuencia, entonces

$$|G_{yd}| = |P \cdot S| \approx \begin{cases} |C|^{-1}, & \text{a bajas frec, } \omega < \omega_{gc} \\ |P|, & \text{a altas frec, } \omega > \omega_{gc} \end{cases}$$

Resumen

- Para que el sistema sea estable ante ΔP :
 - un control conservador cumple: $\varphi_m \approx 60^\circ$, $|ngc| \approx 1.33$, $gm \approx 5$, $sm \approx 0.83$, $Ms \approx Mt \approx 1.2$
 - un control agresivo cumple: $\varphi_m \approx 30^\circ$, $|ngc| \approx 1.66$, $gm \approx 2$, $sm \approx 0.50$, $Ms \approx Mt \approx 2$
 - ΔP debe ser pequeño entorno a $|T(i\omega)| \approx 1$ y puede ser mayor entorno a $|T(i\omega)| \approx 0$.
- Para que Gyr y/o Gyd sean insensibles a $\Delta P \Rightarrow |S(i\omega)| \approx 0$ entorno a referencia y/o perturbaciones
- Para que Gun sea insensible a $\Delta P \Rightarrow |T(i\omega)| \approx 0$ entorno al ruido
- Para evitar la saturación del controlador: $|Gur| = |Gun| = |N| < 1$ entorno a la referencia y al ruido
- Para atenuar las perturbaciones de carga en la salida: $Gyd = P \cdot S < 1$ entorno a las perturbaciones
- Para tener un buen seguimiento $\Rightarrow Gyr = |T(i\omega)| \approx 1$ entorno a referencia
- Restricciones
 - $|S(i\omega)| \approx 0$ en un rango de frec $\Leftrightarrow |S(i\omega)| \approx 1$ en otro rango
 - $|S(i\omega)| \approx 0$ en un rango de frec $\Leftrightarrow |T(i\omega)| \approx 1$ en ese rango
 - $|T(i\omega)| \approx 0$ en un rango de frec $\Leftrightarrow |S(i\omega)| \approx 1$ en ese rango
 - $|T(wgc)| = |S(wgc)| = 1/(2 \cdot \sin(\varphi_m/2))$
 - $|T(wpc)| = 1/|gm-1|$, $|S(wpc)| = gm/|gm-1|$
- Para un control robusto con buena performance, si el proceso tiene:
 - polo estable y rápido en $w_p > w_{gc} \Rightarrow C$ debe tener un cero en w_p
 - cero estable y lento en $w_z < w_{gc} \Rightarrow T$ debe tener un polo en w_z
 - polo inestable, cero inestable o retraso temporal, éstos no pueden ser cancelados y el margen de ganancia y frecuencia de cruce se ven reducidos.
- Si las perturbaciones y referencia tienen baja frecuencia, el ruido tiene alta frecuencia, y es posible diseñar C tal que $|L(i\omega)| \gg 1$ a bajas frecuencias, $|L(i\omega)| \ll 1$ a altas frecuencias y la fase y módulo de L decrecen con la frecuencia, entonces se obtiene un sistema robusto y con buena performance que cumple:
 - para $w < w_{gc}$: $|S(i\omega)| \approx 0$ y $|T(i\omega)| \approx 1 \Rightarrow$ atenuación de perturbaciones, seguimiento de referencia y reducción de saturación del control
 - para $w > w_{gc}$: $|T(i\omega)| \approx 0$ y $|S(i\omega)| \approx 1 \Rightarrow$ atenuación de ruido

Arquitecturas de sistemas de control

Existen límites para lo que se puede lograr con un diseño robusto utilizando un control realimentado. En sistemas más complejos, pueden utilizarse distintas estructuras de control que la estructura presentada en la Fig. A.1. En estos casos la estrategia consiste en dividir el problema en problemas más pequeños y simples. Sin embargo se debe tener cuidado con el modo en que interactúan los lazos de control más pequeños para generar el resultado final.

A continuación se mencionan algunas arquitecturas, enfocadas al sistema estudiado.

Diseño con prealimentación (feedforward)

La Fig. A.7 muestra un diagrama en bloques de un control con realimentación y prealimentación. En este caso, la función de transferencia del proceso $P(s)$ está separada en dos bloques $P_1(s)$ y $P_2(s)$. Además hay tres elementos de prealimentación presentes:

- $F_m(s)$, se define como la respuesta deseada al seguimiento de la referencia;
- $F_u(s)$, se calcula y genera la señal de prealimentación ufr para mejorar el seguimiento de la señal de referencia;
- $F_d(s)$, se calcula y genera la señal de prealimentación ufd para reducir el efecto de la perturbación medible d .

A continuación analizamos cómo deben calcularse $F_u(s)$ y $F_d(s)$.

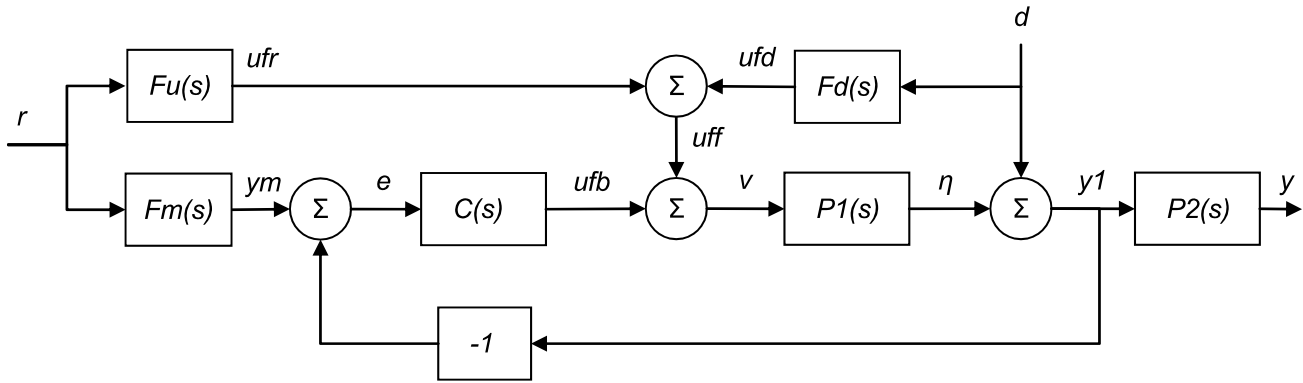


Fig. A.7 – Diagrama en bloques de un sistema de control con realimentación y prealimentación para una mejor respuesta a las señales de referencia y las perturbaciones medidas. Hay tres elementos de prealimentación presentes: $F_m(s)$ se define como la respuesta deseada al seguimiento de la referencia; $F_u(s)$ genera la señal de prealimentación ufr para mejorar el seguimiento de la señal de referencia; $F_d(s)$ genera la señal de prealimentación ufd que reduce el efecto de la perturbación medida d .

Prealimentación: ventajas

Para el seguimiento de la referencia, podemos escribir

$$G_{yr} = F_m + S \cdot (P \cdot F_u - F_m) \tag{A.26}$$

y se obtiene $G_{yr} = F_m$ cuando $S = 0$ (usando realimentación) o cuando $F_u = F_m/P$ (usando prealimentación), donde es necesario invertir P , con $P = P_1 \cdot P_2$. Es decir, cuando $|S| \neq 0$ y $|T| \neq 1$ (altas frecuencias), el uso de prealimentación permite lograr la respuesta deseada (en ese rango de frecuencias).

Para la atenuación de perturbaciones medibles, podemos escribir

$$G_{yd} = P_2 \cdot S \cdot (1 + P_1 \cdot F_d) \tag{A.27}$$

y se obtiene $G_{yd} = 0$, cuando $S = 0$ (usando realimentación) o cuando $F_d = -1/P_1$ (usando prealimentación), donde es necesario invertir P_1 . Es decir, cuando $|S| \neq 0$ y $|T| \neq 1$ (altas frecuencias), el uso de prealimentación permite atenuar perturbaciones (en ese rango de frecuencias), siempre que sean medibles y el actuador tenga suficiente velocidad de respuesta. En este caso F_d puede calcularse utilizando una aproximación de P_1 para las frecuencias altas.

Prealimentación: desventajas

La prealimentación tiene como desventaja que:

- para calcular G_{yr} y G_{yd} se debe tener un buen modelo de los procesos P_1 y P_2 entorno a las frecuencias donde la prealimentación complementa a la realimentación (altas frecuencias)
- la sensibilidad a variaciones de proceso para G_{yr} y G_{yd} es constante e igual a uno,
- para atenuar las perturbaciones, estas deben ser medibles;
- las perturbaciones que no pueden atenuarse con realimentación, generalmente están en la alta frecuencia y el actuador no tiene suficiente velocidad de respuesta;
- es necesario invertir P y P_1 .

Existen problemas con la inversión de una función que contiene lo siguiente.

- Retraso de tiempo: se requiere una predicción de la señal de entrada. Esto no se puede realizar de manera exacta, excepto en la situación en que la referencia se conoce de forma anticipada.
- Ceros en el semiplano derecho: la función inversa es inestable y debe realizarse una aproximación.
- Polos en exceso: se requiere diferenciación, que puede amplificar tanto el ruido como cambios rápidos en la referencia. Esto puede resolverse suavizando la referencia o la perturbación o limitando la ganancia a altas frecuencias.

Para el seguimiento de referencia donde $F_u = F_m/P$, en caso de que P tenga un retraso temporal o polo, se puede elegir F_m de forma que compense estos componentes.

Uso de prealimentación y realimentación

Como la realimentación y prealimentación tienen propiedades complementarias, es posible utilizar ambos controladores cuando no es posible alcanzar los requisitos de diseño usando solo realimentación.

El uso de realimentación y prealimentación permite obtener dos grados de libertad en el diseño del controlador. La prealimentación es útil cuando el modelo del proceso es conocido, inversible y tiene cierta complejidad tal que la realimentación no permite obtener el comportamiento deseado.

1) La prealimentación permite:

- mejorar el seguimiento de la referencia, definiendo $Gyr = Fm$ de forma independiente a C ,
- aumentar el rechazo a perturbaciones medibles,

en frecuencias donde la realimentación no es suficiente, es decir $|S| \neq 0$ y $|T| \neq 1$ (altas frecuencias), asumiendo que el actuador tiene suficiente velocidad de respuesta y que se puede obtener una aproximación de la inversa de la transferencia del proceso en ese rango de frecuencias.

2) La realimentación permite diseñar C para:

- compensar la alta sensibilidad de la prealimentación a variaciones de proceso, aumentando la robustez,
- obtener un buen seguimiento de referencia y rechazo de perturbaciones y de ruido en cierto rango de frecuencias.

Control en cascada: varios sensores

El control en cascada es un tipo de control que aprovecha la medición adicional de una variable intermedia entre dos procesos en serie, Fig. A.8, donde el proceso interno tiene una dinámica más rápida (o distinta) que el proceso externo. Esto permite sintonizar dos controles de forma independiente de acuerdo a la dinámica de cada planta. De esta forma, se puede controlar la variable intermedia con mayor velocidad (o con otro criterio), mejorando las condiciones de trabajo del lazo externo.

Un control en cascada está compuesto por:

- un actuador,
- dos procesos en serie,
- dos sensores para medir las salida de cada proceso,
- un lazo interno o secundario,
- un lazo externo o primario.

Se debe mencionar que el controlador externo debe tener un mecanismo para reaccionar cuando el controlador secundario entre en modo anti windup.

En el control en cascada, la medición de una variable intermedia adicional permite diseñar dos controles de forma independiente de acuerdo a la dinámica de cada planta.

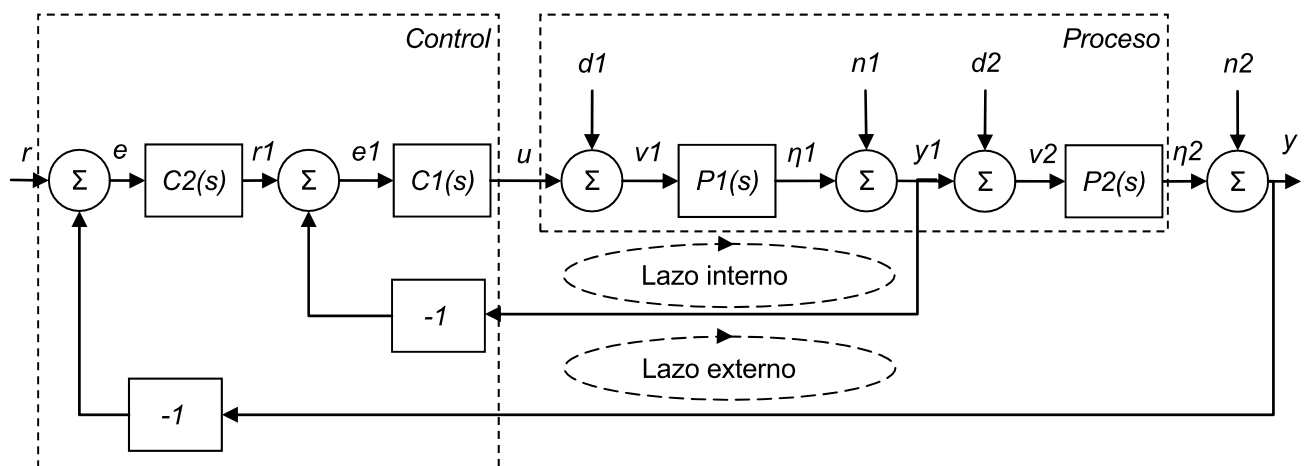


Fig. A.8 – Diagrama de bloques de un sistema con control en cascada. El sistema tiene una variable de control u y dos señales medidas: la salida del lazo externo y la salida del lazo interno.

Control de rango medio: varios actuadores

El control de rango medio (“midranging”) (Allison and Isaksson, 1998) es una arquitectura utilizada cuando se dispone de más de un actuador para controlar una sola salida medida. Un ejemplo de esta arquitectura es el diagrama de bloques mostrado en la Fig. 4.13, donde se controla una sola variable, y , utilizando dos subsistemas con señales de control u_1 y u_2 que actúan a través de la dinámica descrita por las funciones de transferencia P_1 y P_2 . El control de rango medio es usado cuando el proceso P_1 es rápido y preciso, pero con un rango de actuación limitado (baja autoridad de control) y P_2 tiene una dinámica lenta pero un amplio rango de actuación (alta autoridad de control). Entonces se diseña C_1 de forma de lograr una buena

performance y robustez entorno a un punto de trabajo, por ejemplo en la mitad de su rango. Por otro lado, se diseña $C2$ de forma de mantener a $u1$ entorno al punto de trabajo, de forma de evitar la saturación.

La protección anti "wind-up" debe manejarse con cuidado para sistemas con "midranging".

En el control de rango medio, un actuador lento ubica a la variable controlada en su rango medio, para que un segundo actuador rápido logre el funcionamiento deseado sin saturar.

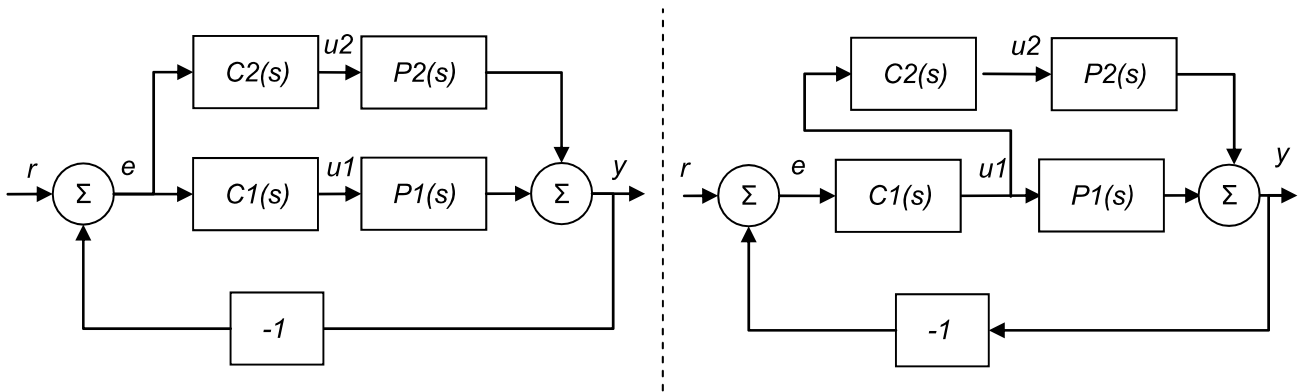


Fig. A.9 – Diagramas de bloques de dos arquitecturas con control de rango medio.

Búsqueda de extremo

Otra estructura de control útil es la búsqueda de extremo ("extremum-seeking"). En lugar de mantener el proceso entorno a un punto de trabajo, estos controladores cambian el punto de trabajo para minimizar una función objetivo. Esto se logra cambiando la referencia o introduciendo perturbaciones, de forma que no interfiera con la dinámica del sistema. Esto puede lograrse trabajando con señales de muy baja amplitud y/o fuera del rango de frecuencia de la dinámica del sistema (muy altas o muy bajas frecuencias).

Sintonización automática y control adaptativo

Cuando las variaciones del proceso son demasiado grandes o en procesos complejos con una dinámica no lineal, a veces no es posible encontrar un controlador que proporcione un sistema robusto con buen rendimiento. Entonces es necesario usar técnicas como sintonización automática (o control autosintonizable) o control adaptativo.

En la Fig. A.10 se muestra un diagrama en bloques de este tipo de control. Hay dos lazos de realimentación: un lazo de realimentación convencional que involucra el proceso P y el controlador C y un lazo más lento para ajustar los parámetros del controlador.

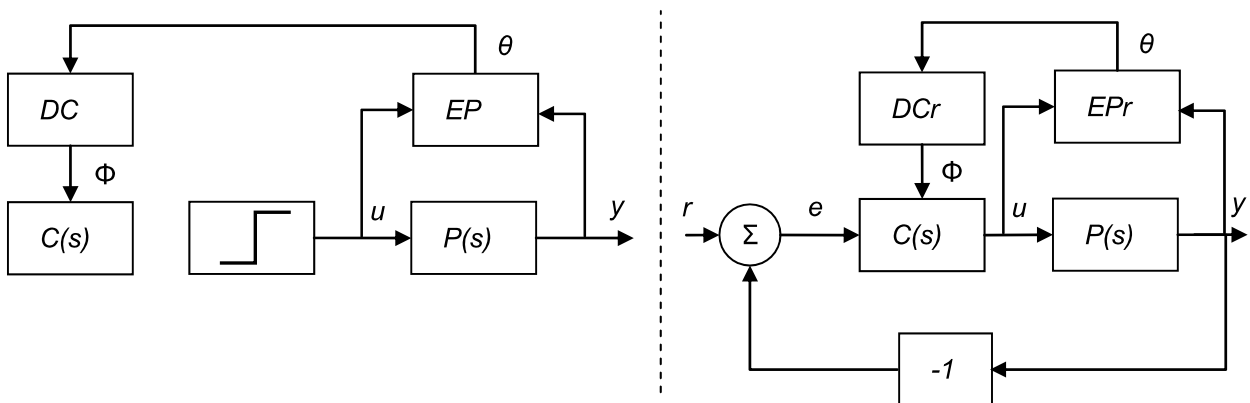


Fig. A.10 – Izquierda: diagrama en bloques de un sistema con sintonización automática a lazo abierto con una entrada del tipo escalón. Derecha: diagrama en bloques de un sistema con control adaptativo a lazo cerrado de forma recursiva.

El bloque P es el proceso, C es un controlador con parámetros ajustables Φ . El bloque EP se refiere a "estimador de parámetros" del proceso θ . El bloque DC se refiere a "diseño del controlador". EPr y DCr se refiere a que estos bloques trabajan de forma recursiva.

En la sintonización automática, primero se debe identificar los parámetros del proceso y con esta información se aplica algún método de diseño del controlador. Generalmente la entrada al proceso es un escalón entorno al punto de trabajo a lazo abierto, aunque el lazo de control puede estar cerrado.

En el control adaptativo, generalmente la identificación y la sintonización se realizan de forma recursiva y en simultáneo, con el control a lazo cerrado. En muchos casos se pueden usar las perturbaciones naturales del proceso como excitación.

En ambos casos, los parámetros del control solo deben actualizarse cuando exista suficiente excitación del proceso. Es decir, la entrada y salida del proceso deben tener suficiente energía entorno al rango de frecuencias de interés. Por ejemplo, si a lazo cerrado la única entrada en el sistema es la señal de perturbación, tenemos $Y(s) = -U(s)/C(s)$ donde no es posible estimar P . Sin embargo, si R y N son distintas de cero y $D = 0$, tenemos $Y(s) = P(s) \cdot U(s)$ y el proceso puede ser estimado en torno a la frecuencia de excitación de U . De todas formas, la incertidumbre de los parámetros estimados debe ser considerada en el diseño de controlador.

Entonces, en este tipo de sistemas, el control debe ser “dual”, en el sentido que además de “dirigir” debe “investigar” (Hägglund and Åström, 2000). En este sentido, se puede proponer un control estocástico que introduzca activamente perturbaciones en el proceso cuando el proceso no es excitado adecuadamente por perturbaciones naturales.

Identificación del proceso

Identificación para control

Los modelos simples de procesos que contienen una ganancia estática, constante de tiempo y demora de tiempo son muy comunes para el diseño de control en la industria de procesos. En estos casos, el método de identificación más usado es realizar un experimento de respuesta al escalón y ajustar dos o tres parámetros a la respuesta del sistema. Sin embargo, estos modelos no han sido muy tratados en la literatura de “Identificación del Sistemas”, por eso surgió un área de investigación llamada “Identificación para el control” (Ljung, 2002). Esta área estudia la interacción entre la estimación del modelo (de complejidad reducida) y el diseño del control.

En la práctica, la identificación para el control es la construcción de un modelo simple de dos o tres parámetros, seguido del diseño de un controlador $PI(D)$, basado en estos parámetros. En este caso, lo que realmente importa no es obtener el mejor modelo posible que se ajuste a los datos, como en el enfoque clásico de identificación del sistema, sino obtener un modelo lo suficientemente bueno para el funcionamiento del control a lazo cerrado. Esto generalmente se logra identificando el modelo entorno a una región de frecuencias de interés.

A continuación mencionaremos generalidades de los métodos de identificación de procesos y métodos de sintonización a partir de esta información, enfocados al sistema estudiado.

Método de error de predicción o cuadrados mínimos

Los modelos paramétricos lineales $G(s, \theta)$ pueden escribirse en función del vector θ que comprende los parámetros del modelo K , $Tp1$, Td , etc. (Ljung, 2002). Para estimar los parámetros, se debe disponer de la medición de un conjunto de N pares de entradas $u(t)$ y salidas $y(t)$ con un tiempo de muestreo constante Ts . Los parámetros pueden ser identificados con el método de error de predicción, resolviendo el problema de cuadrados mínimos

$$\hat{\theta}_N = \arg \min_{\theta} \sum_{t=1}^N (y(t) - \hat{y}(t|\theta))^2 \quad (\text{A.28})$$

donde la salida del modelo se escribe como

$$\hat{y}(t|\theta) = Gd(q|\theta) \cdot u(t), \quad t = 1, 2, \dots, N. \quad (\text{A.29})$$

y Gd se refiere al modelo discreto del modelo real G ; q es el operador de desplazamiento o “shift operator”. Las mediciones de la salida del sistema pueden escribirse como

$$y(t) = G(p|\theta) \cdot u(t) + H(p|\theta) \cdot n(t) \quad (\text{A.30})$$

donde se incluye un modelo H de ruido n del tipo aditivo y p es el operador de diferenciación (reemplazando a s).

Por otra parte, se puede proponer una región de estimación (“estimation focus”) del modelo. Esto simplemente significa que las entradas y salidas se filtran primero a través del filtro L . En este caso tenemos

$$\hat{\theta}_N \rightarrow \arg \min_{\theta} \int_{-\pi}^{\pi} |Gf(w, \theta) - Gr(w)|^2 \times U(w) \cdot |L(w)|^2 dw \quad (\text{A.31})$$

donde Gf y Gr son las funciones de transferencia, estimada y real respectivamente, del sistema en el dominio de Fourier, U es la transformada de Fourier de la entrada al sistema, w es la variable de Fourier.

El uso de modelos simples para el diseño del control permite la estimación del modelo de proceso en un rango de frecuencias. Por ejemplo, una demora temporal en el modelo puede representar la fase del

sistema real, incluso para sistemas sin tiempo muerto. Para el diseño de control, generalmente es suficiente tener una aproximación de la curva de Nyquist en una región de frecuencias.

Para poder estimar al modelo con este método es necesario:

- medir la entrada y salida del sistema simultáneamente,
- la perturbación y el ruido deben ser pequeños,
- la entrada debe tener suficiente excitación

entorno al rango de frecuencias de interés. Además, como la función a minimizar puede tener más de un mínimo, se debe proporcionar buenas condiciones iniciales y límites de ajuste de forma de que el método converja a la mejor solución.

Última ganancia

Existen otros métodos que permiten identificar al modelo entorno a ciertos puntos de la curva de Nyquist. El método de última ganancia identifica al modelo entorno a la frecuencia crítica y consiste en lo siguiente. Se conecta un control proporcional a lazo cerrado y se aumenta la ganancia proporcional hasta que el sistema comienza a oscilar. El valor crítico K_{up} de la ganancia proporcional se observa junto con la frecuencia límite ω_{up} . Entonces

$$|L(\omega_{pc})| = 1 \text{ y } \angle L(\omega_{pc}) = -180^\circ \quad (\text{A.32})$$

$$\omega_{up} = \omega_{pc} \quad (\text{A.33})$$

Este método permite analizar la dinámica del proceso en otros puntos, por ejemplo reemplazando el controlador proporcional por uno integral y aumentando su ganancia hasta que el sistema alcance el límite de estabilidad en la frecuencia límite ω_{ui} con la ganancia integral límite K_{ui} .

La necesidad de trabajar entorno al punto de inestabilidad puede ser una desventaja en muchos sistemas, aunque puede ser una ventaja en casos donde se necesita trabajar con el mayor ancho de banda posible. Otra ventaja es que este método provee una identificación rápida y simple.

“Relay feedback” o “describing functions”

En caso de querer identificar al sistema en otros puntos además del punto crítico de la curva de Nyquist o en casos con procesos más complejos, es posible usar el método de funciones descriptivas (“describing functions”). En particular, la realimentación con relé (“relay feedback”) (Hang, et al., 2002, Hornsey, 2012) es la función descriptiva más usada. La desventaja de estas funciones es que realizan una aproximación que puede limitar la precisión de la estimación. Por otro lado requieren una implementación más compleja que el método de última ganancia.

Cálculo de los parámetros de un proceso de primer orden

Si asumimos un proceso con la siguiente transferencia

$$P(s) = \frac{K}{(1+T_p s)} e^{-T_d s} \quad (\text{A.34})$$

es posible identificar los parámetros a partir de la información obtenida analizando puntos de la curva de Nyquist. El caso sin retraso, puede tratarse como un caso particular con $T_d = 0$.

Identificación de K

Para identificar la ganancia K a frecuencia cero, se puede elegir un escalón como referencia entorno al punto de trabajo y medir la amplitud a la salida a tiempo infinito para calcular K como

$$K = \Delta y / \Delta u \quad (\text{A.35})$$

donde Δu es la amplitud de la señal tipo escalón a la entrada al sistema, Δy es la amplitud de la señal de salida del sistema, para un tiempo infinito, que a fines prácticos puede ser un tiempo de un orden de magnitud mayor que el tiempo característico del sistema. Se debe remarcar que no es necesario medir la entrada al sistema en todo el rango de frecuencias. Simplemente se debe conocer el valor medio de la entrada y salida.

Identificar T_p y T_d

Para el proceso P y controlador C_p con ganancia proporcional K_p , escribimos

$$|L(\omega_{pc})| = |C_p(\omega_{pc})| |P(\omega_{pc})| = K_p \cdot \frac{K}{\sqrt{(1+\omega_{pc}^2 T_p^2)}} \quad (\text{A.36})$$

y

$$\angle L(\omega_{pc}) = \angle C_p(\omega_{pc}) + \angle P(\omega_{pc}) = 0 - \omega_{pc} \cdot T_d - \tan^{-1}(\omega_{pc} \cdot T_p) \quad (\text{A.37})$$

Si evaluamos estas ecuaciones en el punto crítico, de forma de implementar método de última ganancia, tenemos $Kp = Kup$ y podemos despejar Tp y Td (Ho, et al., 1995),

$$Tp = \frac{1}{\omega_{up}} \sqrt{Kp^2 \cdot Kup^2 - 1} \quad (\text{A.38})$$

$$Td = \frac{1}{\omega_{up}} (\pi - \tan^{-1}(\omega_{up} \cdot Tp)) \quad (\text{A.39})$$

De forma similar, para el proceso P y controlador Ci con ganancia integral Ki , escribimos

$$|L(\omega_{pc})| = |Ci(\omega_{pc})||P(\omega_{pc})| = Ki \cdot \frac{K}{\omega_{pc} \cdot \sqrt{(1 + \omega_{pc}^2 \cdot Tp^2)}} \quad (\text{A.40})$$

y

$$\angle L(\omega_{pc}) = \angle Ci(\omega_{pc}) + \angle P(\omega_{pc}) = 0 - \omega_{pc} \cdot Td + \tan^{-1}\left(\frac{1}{\omega_{pc} \cdot Tp}\right) \quad (\text{A.41})$$

Si evaluamos estas ecuaciones en el punto crítico (con el método de última ganancia), tenemos $Ki = Kui$ y podemos despejar Tp y Td . Si combinamos estas ecuaciones con las ecuaciones obtenidas con ganancia proporcional obtenemos una expresión para Tp y Td que no dependen de K

$$Tp^2 = \frac{Kiu^2 - Kpu^2 \cdot \omega_{iu}^2}{Kpu^2 \cdot \omega_{iu}^4 - Kiu^2 \cdot \omega_{pu}^2} \quad (\text{A.42})$$

$$Td = \frac{\tan^{-1}(\omega_{up} \cdot Tp) + \tan^{-1}\left(\frac{1}{\omega_{pc} \cdot Tp}\right)}{\omega_{ui} - \omega_{up}} \quad (\text{A.43})$$

Estructura del control

Control PID

Nos centraremos en una estructura de control del tipo proporcional-integral-derivativo (PID), cuya expresión en forma paralela se escribe

$$u(t) = Kp \cdot e(t) + Ki \cdot \int_0^t e(\tau) \cdot d\tau + Kd \cdot \frac{de(t)}{dt} \quad (\text{A.44})$$

donde u es la salida del control, e es el error calculado como la referencia r menos la señal medida de realimentación llamada y , t es la variable temporal y los parámetros del controlador son la ganancia proporcional Kp , la ganancia integral Ki y la ganancia derivada Kd . El término proporcional aporta una acción correctiva en presencia de error; la acción garantiza que el error sea cero en estado estable; el término derivativo aporta una realimentación anticipada que predice el error futuro.

La ecuación anterior es equivalente a la siguiente expresión en el dominio de la variable s de Laplace

$$u(s) = \left(Kp + \frac{Ki}{s} + Kd \cdot s \right) \cdot e(s) \quad (\text{A.45})$$

En el gráfico de Bode, la ganancia en función de la frecuencia es: una constante para el término proporcional; una recta con pendiente negativa para el término integral; una recta con pendiente positiva para el término derivativo.

Este tipo de control es el más usado en la industria (más del 97 % de los controles son PID (Aström and Murray, 2010)), existen muchas variantes del mismo y una gran cantidad de bibliografía está dedicada a este tema.

Además de la forma paralela, se puede escribir la forma estándar del control PID

$$u(s) = Kp \cdot \left(1 + \frac{1}{Ti \cdot s} + Td \cdot s \right) \cdot e(s) \quad (\text{A.46})$$

Las constantes de tiempo Ti y Td , llamadas tiempo integral y tiempo derivativo, a veces se usan en lugar de las ganancias integral y derivativa.

En función de las características del problema, se pueden proponer distintas variantes del control PID.

Control PI

Si se elimina el término derivativo, se obtiene un control PI. Este control incluye al 95 % de los controles usados en la industria (Aström and Murray, 2010). El control PI es suficiente cuando la dinámica del proceso es esencialmente de primer orden (Aström and Hägglund, 1995). Esto es cierto incluso para procesos de primer orden con retraso. (Aström and Murray, 2010). En particular para procesos con grandes perturbaciones y ruido, se recomienda usar un control sin modo D.

Diseño del control PI

Existen más de 250 publicaciones referidas a métodos y variantes para diseñar un control PI con un sistema de primer orden con retraso (O'Dwyer, 2009). Entonces el problema de sintonización se reduce a la selección de las especificaciones de performance y robustez que se desean lograr. Esto debe realizarse en función del grado de conocimiento y complejidad del sistema y proceso.

Veremos un método de sintonización especificando frecuencia de cruce y margen de fase, asumiendo un proceso de primer orden con retraso. Luego estudiaremos otro método de sintonización especificando el rechazo a perturbaciones.

Especificaciones de robustez y performance

Los márgenes de fase y ganancia y la sensibilidad máxima son indicadores de robustez. La diferencia entre ellos es que la especificación de la sensibilidad implica una cota a los primeros y no al revés. Sin embargo, la resolución analítica para elegir los parámetros del control en función de la sensibilidad máxima puede ser muy compleja e incluso en casos simples incluye resolver ecuaciones no lineales, o realizar aproximaciones para resolver ecuaciones trascendentes de forma numérica. En el caso de ecuaciones no lineales se debe verificar las condiciones iniciales, en otros casos se debe verificar que el algoritmo converja a una solución y en caso de realizar aproximaciones, que éstas sean válidas incluso ante variaciones del proceso.

Por esto en la mayoría de los casos, se utiliza el margen de fase y/o ganancia como indicador de robustez. Si bien este supuesto es más suave que requerir una sensibilidad máxima, se puede demostrar que para procesos de primer orden y control PI, estas especificaciones garantizan estabilidad.

Respecto a la performance del control, de forma similar al análisis anterior, se utiliza la frecuencia de cruce de ganancia y/o fase como especificación clásica de performance. Otros indicadores más difíciles de analizar surgen de las características de las funciones de transferencia de las señales del sistema, por ejemplo, sensibilidad complementaria máxima, amplitud de la sensibilidad al ruido o perturbaciones, sobrepico, factor de amortiguamiento, etc.

Generalmente se debe elegir ciertos parámetros para especificar y luego verificar otras características del sistema. En caso de que no se cumpla con algún límite, se debe realizar una sintonización más fina.

Respecto a la cantidad de parámetros que se desea especificar, esto estará relacionado con la cantidad de parámetros que permite sintonizar el control elegido.

Especificación de frecuencia de cruce y margen de fase

Para el diseño del control asumimos un modelo P de primer orden con retraso y un control PI y especificamos el margen de fase y frecuencia de cruce de ganancia. Para la ganancia de lazo L escribimos

$$L = C \cdot P = \frac{K_i(1+K_p/K_i s)}{s} \cdot \frac{K \cdot e^{-T_d s}}{(1+T_p s)} \quad (\text{A.47})$$

Por otro lado tenemos las siguientes ecuaciones de margen de estabilidad de Nyquist

$$|C(\omega_{pc})||P(\omega_{pc})| = 1/gm \quad (\text{A.48})$$

$$\angle C(\omega_{pc}) + \angle P(\omega_{pc}) = -180^\circ \quad (\text{A.49})$$

$$|C(\omega_{gc})||P(\omega_{gc})| = 1 \quad (\text{A.50})$$

$$\angle C(\omega_{gc}) + \angle P(\omega_{gc}) = \varphi m - 180^\circ \quad (\text{A.51})$$

y podemos escribir (Ho, et al., 1992)

$$\frac{1+(\omega_{gc} \cdot K_p/K_i)^2}{1+(\omega_{gc} \cdot T_p)^2} = \left(\frac{\omega_{gc}}{K_i \cdot K}\right)^2 \quad (\text{A.52})$$

$$\frac{1+(\omega_{pc} \cdot K_p/K_i)^2}{1+(\omega_{pc} \cdot T_p)^2} = \left(\frac{\omega_{pc}}{K_i \cdot K \cdot gm}\right)^2 \quad (\text{A.53})$$

$$\arctan\left(\omega_{pc} \cdot \frac{K_p}{K_i}\right) - \omega_{pc} \cdot T_d - \arctan(\omega_{pc} \cdot T_p) = -\pi/2 \quad (\text{A.54})$$

$$\arctan\left(\omega_{gc} \cdot \frac{K_p}{K_i}\right) - \omega_{gc} \cdot T_d - \arctan(\omega_{gc} \cdot T_p) = \varphi m - \pi/2 \quad (\text{A.55})$$

A partir de estas ecuaciones, podemos determinar K_p en función del margen de ganancia y frecuencia de cruce de ganancia

$$K_p = \frac{K_i}{\omega_{gc}} \cdot \tan\left(\varphi m - \frac{\pi}{2} + \omega_{gc} \cdot T_d + \arctan(\omega_{gc} \cdot T_p)\right) \quad (\text{A.56})$$

$$(K_i \cdot K)^2 + (\omega_{gc} \cdot K_p \cdot K)^2 = \omega_{gc}^2 \cdot (1 + (\omega_{gc} \cdot T_p)^2) \quad (A.57)$$

Combinando ambas ecuaciones, podemos despejar K_i (Leva, et al., 1994)

$$K_i = \frac{\omega_{gc}}{K} \cdot \sqrt{\frac{(1 + (\omega_{gc} \cdot T_p)^2)}{(1 + \tan^2(\varphi_m - \frac{\pi}{2} + \omega_{gc} \cdot T_d + \arctan(\omega_{gc} \cdot T_p)))}} \quad (A.58)$$

T_p pequeño

Si elegimos $K_i = K_p/T_p$, se logra una cancelación polo-cero y las ecuaciones se simplifican considerablemente. En este caso, para que el rechazo a perturbaciones no tenga una dinámica lenta, T_p debe ser pequeño. Entonces obtenemos dos expresiones simplificadas para K_p ,

$$K_p = \frac{\omega_{gc} \cdot T_p}{K} \quad (A.59)$$

$$K_p = \frac{\omega_{pc} \cdot T_p}{K \cdot g_m} \quad (A.60)$$

y relacionando ambas ecuaciones, escribimos

$$g_m \cdot \omega_{gc} = \omega_{pc} \quad (A.61)$$

Por otro lado, tenemos

$$\omega_{pc} \cdot T_d = \pi/2 \quad (A.62)$$

$$\varphi_m = \pi/2 - \omega_{gc} \cdot T_d \quad (A.63)$$

y entonces relacionando las últimas tres ecuaciones, resulta

$$g_m \cdot (\pi/2 - \varphi_m) = \pi/2 \quad (A.64)$$

Esta última ecuación impone restricciones por aplicar la cancelación de polo y cero, en el sentido que los márgenes de ganancia y fase quedan relacionados. Es posible elegir $\varphi_m = 60^\circ$ y $g_m = 3$ que ofrecen una robustez aceptable.

Especificación del rechazo a perturbaciones

A continuación veremos un método para sintonizar el control especificando la atenuación mínima de las perturbaciones en un rango de frecuencias, además de garantizar la estabilidad a lazo cerrado, Fig. A.11, (Åström, et al., 1998). Esto se logra de forma numérica, ajustando los parámetros K_i y K_p de acuerdo a la minimización la función

$$f(K_i, K_p) = \max_{\omega \in \Omega} \|W_s(j\omega) \cdot S(j\omega, K_i, K_p)\|_\infty \quad (A.65)$$

donde Ω es el intervalo de frecuencias donde se especifica la atenuación deseada, $S(j\omega, K_i, K_p)$ es la función de sensibilidad de lazo entorno a Ω , y W_s es la atenuación deseada entorno a Ω .

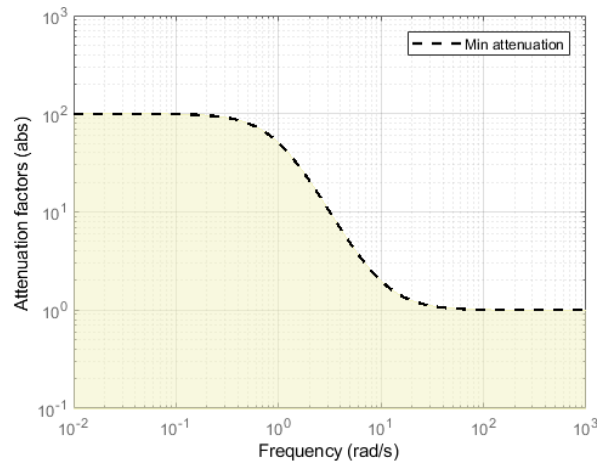


Fig. A.11 – Especificación de la atenuación de perturbaciones W_s .

Implementación del control

Existen muchos problemas prácticos que deben tenerse en cuenta al implementar controladores PID. Para esto existen variantes de la estructura PID presentada.

“Windup” del integrador

En un sistema de control existen algunos fenómenos no lineales que deben tenerse en cuenta. El ejemplo más común es la saturación en el actuador: un motor tiene velocidad limitada, una válvula no puede estar más que completamente abierto o completamente cerrado, etc. Cuando esto sucede, el ciclo de retroalimentación se interrumpe y el sistema se ejecuta a lazo abierto porque el actuador permanece en su límite independientemente de la salida del proceso.

Esto es un problema que afecta principalmente al término integral del control: cuando el controlador satura, generalmente el error es distinto de cero y el término integral aumenta, incluso a valores muy elevados. La señal de control puede permanecer saturada por mucho tiempo, incluso cuando el error cambie. La consecuencia es que aparecen grandes transitorios. Este efecto se llama “windup” del integrador.

Existen muchos métodos para evitar esto. Un simple método consiste en lo siguiente. En caso de que la salida del controlador entre en saturación, se puede reiniciar, fijar o decrementar al acumulador. Además se debe verificar la duración de la saturación, porque puede suceder una saturación muy breve producto de un pico transitorio o ruido de medición.

Filtrado del término derivativo

Un inconveniente con la acción derivativa es que tiene alta ganancia para las altas frecuencias. Esto significa que el ruido de medición de alta frecuencia será amplificado. Este efecto puede ser reducido incluyendo un polo en Tf en el término derivativo. Entonces se escribe

$$u(s) = \left(Kp + \frac{Ki}{s} + \frac{Kd \cdot s}{Tf \cdot s + 1} \right) \cdot e(s) \quad (A.66)$$

Generalmente el tiempo de filtrado Tf se elige como $Tf = (kd/kp)/N$, con N en el rango de 2 a 20.

Pesado de la señal de referencia

Como el término derivativo puede amplificar el ruido de medición, es posible no incluir (o solo incluir un porcentaje) a la señal medida en el término derivativo. Este razonamiento también puede aplicarse a la parte proporcional. El caso general se representa con un pesado de la señal de referencia

$$u(s) = \left(\beta \cdot Kp + \frac{Ki}{s} + \alpha \cdot \frac{Kd \cdot s}{Tf \cdot s + 1} \right) \cdot sp(s) - \left(Kp + \frac{Ki}{s} + \frac{Kd \cdot s}{Tf \cdot s + 1} \right) \cdot y(s) \quad (A.67)$$

La acción integral tiene que actuar sobre el error para asegurarse de que el error sea cero en estado estacionario.

Reordenando la última ecuación, podemos demostrar que el pesado del punto de referencia equivale al control por prealimentación (“feedforward”) sumado al control por realimentación. Es posible elegir los pesos del punto de referencia para ajustar la respuesta al seguimiento de la referencia y elegir los parámetros del control de realimentación para especificar el rechazo a perturbaciones y ruido. Por eso, este control también se llama control con dos grados de libertad.

Implementación en computadora: discretización

El diseño del control se realiza en el dominio continuo. Sin embargo es muy común implementarlo en sistemas digitales. Por eso es necesario discretizar las ecuaciones del dominio continuo, mapeando la variable de Laplace s a la variable z . Esto puede realizarse con distintas aproximaciones de la relación $s = \exp(s \cdot Ts)$, como se muestra en la Tabla A.1.

Método	Término integral	Término derivativo filtrado	Relación S y Z
	$\frac{Ki}{s}$	$\frac{Kd \cdot s}{Tf \cdot s + 1}$	
"Backward"	$u = u1 + Ki \cdot Ts \cdot e$	$u = \frac{Kd \cdot (e - e1) + Tf \cdot u1}{Ts + Tf}$	$s = \frac{(z - 1)}{z \cdot Ts}$
"Forward Euler"	$u = u1 + Ki \cdot Ts \cdot e1$	$u = \frac{Kd \cdot (e - e1) + (Tf - Ts) \cdot u1}{Tf}$	$s = \frac{(z - 1)}{Ts}$
"Bilinear" "Tustin" "Trapezoidal"	$u = u1 + \frac{Ki \cdot Ts}{2} \cdot (e + e1)$	$u = \frac{Kd \cdot (e - e1) + (Tf - Ts/2) \cdot u1}{Tf + Ts/2}$	$s = \frac{2}{Ts} \cdot \frac{(z - 1)}{(z + 1)}$

Tabla A.1 – Métodos para aproximar las ecuaciones continuas con ecuaciones discretas.

donde $u1$ y $u2$ se refieren al control evaluado en los instantes discretos $n-1$ y $n-2$ respectivamente; de forma similar para el error $e1$ y $e2$; Ts es el tiempo de muestreo digital.

Respecto a la estabilidad del mapeo, en la Fig. A.12 se muestra que el método "forward" mapea al semiplano izquierdo del dominio de Laplace fuera del círculo de radio unidad en el dominio de z , lo que puede generar una inestabilidad en la implementación digital de un sistema estable en el dominio s .

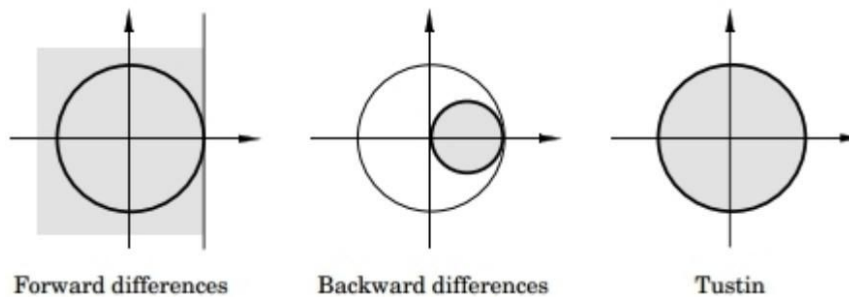


Fig. A.12 – Estabilidad del mapeo. Se muestra que el método "forward" mapea al semiplano izquierdo del dominio de Laplace fuera del círculo de radio unidad en el dominio de z , lo que puede generar una inestabilidad en la implementación digital de un sistema estable en el dominio s .

Además es necesario elegir una frecuencia de muestreo mayor al doble de la frecuencia máxima que se desea medir sin perder información (Teorema de Nyquist).

Implementación en computadora: cuantificación digital

Además de la discretización, el uso de computadoras genera un error de cuantificación digital. Este aparece al representar un valor real con una variable discreta. Para minimizar este error se debe representar al valor real con la mayor cantidad de bits posibles. Sin embargo existe un límite práctico en la cantidad de bits que pueden usarse para representar las variables.

REFERENCIAS

REFERENCIAS

- [1] J. Akkermans, M. Diepeveen, W. Ganzevoort, G. Van Montfrans, B. Westerhof, and H. Wolf, "Continuous non-invasive blood pressure monitoring, a validation study of Nexfin in a pregnant population," *Hypertension in pregnancy*, vol. 28, pp. 230-242, 2009.
- [2] J. Allen, "Photoplethysmography and its application in clinical physiological measurement," *Physiol Meas*, vol. 28, pp. R1-39, Mar 2007.
- [3] B. J. Allison and A. J. Isaksson, "Design and performance of mid-ranging controllers," *Journal of Process Control*, vol. 8, pp. 469-474, 1998.
- [4] R. L. Armentano, J. G. Barra, F. M. Pessana, D. O. Craiem, S. Graf, D. B. Santana, *et al.*, "Smart smooth muscle spring-dampers," *IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine*, vol. 1, pp. 62-70, 2007.
- [5] R. L. Armentano, J. G. Barra, D. B. Santana, F. M. Pessana, S. Graf, D. Craiem, *et al.*, "Smart damping modulation of carotid wall energetics in human hypertension: effects of angiotensin-converting enzyme inhibition," *Hypertension*, vol. 47, pp. 384-390, 2006.
- [6] K. J. Åström and T. Hägglund, *PID controllers: theory, design, and tuning* vol. 2: Isa Research Triangle Park, NC, 1995.
- [7] K. J. Åström and T. Hägglund, *Advanced PID control*: ISA-The Instrumentation, Systems and Automation Society, 2006.
- [8] K. J. Åström and R. M. Murray, *Feedback systems: an introduction for scientists and engineers*. Princeton university press, 2010.
- [9] K. J. Åström, H. Panagopoulos, and T. Hägglund, "Design of PI controllers based on non-convex optimization," *Automatica*, vol. 34, pp. 585-601, 1998.
- [10] K. Bartels, S. A. Esper, and R. H. Thiele, "Blood pressure monitoring for the anesthesiologist: a practical review," *Anesthesia & Analgesia*, vol. 122, pp. 1866-1879, 2016.
- [11] K. Bartels and R. H. Thiele, "Advances in photoplethysmography: beyond arterial oxygen saturation," *Canadian Journal of Anesthesia/Journal canadien d'anesthésie*, vol. 62, pp. 1313-1328, 2015.
- [12] P. Beard, "Biomedical photoacoustic imaging," *Interface focus*, p. rsfs20110028, 2011.
- [13] D. Bia, I. Aguirre, Y. Zócalo, L. Devera, E. C. Fischer, and R. Armentano, "Regional differences in viscosity, elasticity, and wall buffering function in systemic arteries: pulse wave analysis of the arterial pressure-diameter relationship," *Revista Española de Cardiología (English Edition)*, vol. 58, pp. 167-174, 2005.
- [14] J. M. Bland and D. Altman, "Statistical methods for assessing agreement between two methods of clinical measurement," *The lancet*, vol. 327, pp. 307-310, 1986.
- [15] M. Charakida, S. Masi, T. F. Lüscher, J. J. Kastelein, and J. E. Deanfield, "Assessment of atherosclerosis: the role of flow-mediated dilatation," *European heart journal*, vol. 31, pp. 2854-2861, 2010.
- [16] K. Chin and R. Panerai, "A new noninvasive device for continuous arterial blood pressure monitoring in the superficial temporal artery," *Physiological measurement*, vol. 34, p. 407, 2013.
- [17] J. De Trefford and K. Lafferty, "What does photoplethysmography measure?," *Medical and biological engineering and computing*, vol. 22, pp. 479-480, 1984.
- [18] G. Drzewiecki, S. Field, I. Moubarak, and J. K. Li, "Vessel growth and collapsible pressure-area relationship," *Am J Physiol*, vol. 273, pp. H2030-43, Oct 1997.
- [19] G. Drzewiecki, R. Hood, and H. Apple, "Theory of the oscillometric maximum and the systolic and diastolic detection ratios," *Ann Biomed Eng*, vol. 22, pp. 88-96, Jan-Feb 1994.
- [20] D. W. Eeftinck Schattenkerk, J. J. Van Lieshout, A. H. Van Den Meiracker, K. R. Wesseling, S. Blanc, W. Wieling, *et al.*, "Nexfin noninvasive continuous blood pressure validated against Riva-Rocci/Korotkoff," *American journal of hypertension*, vol. 22, pp. 378-383, 2009.
- [21] D. Fei and C. Deng, "Novel Method for More Precise Determination of Oscillometric Pulse Amplitude Envelopes," *Computer and Information Science*, vol. 8, p. 64, 2015.
- [22] J. Fortin, C. Fellner, N. Mocnik, J. Grond, T. Brunner, and D. Flotzinger, "The importance of VERIFI ("Vasomotoric Elimination and Reconstructed Identification of the Initial set-point") for the performance of the CNAP technology," in *EMBECE & NBC 2017: Joint Conference of the European Medical and Biological Engineering Conference (EMBECE) and the Nordic-Baltic Conference on Biomedical Engineering and Medical Physics (NBC)*, Tampere, Finland, June 2017, H. Eskola, O. Väisänen, J. Viik, and J. Hyttinen, Eds., ed Singapore: Springer Singapore, 2018, pp. 663-666.
- [23] J. Fortin and R. Grullenberger, "Apparatus and method for enhancing and analyzing signals from a continuous non-invasive blood pressure device," ed: Google Patents, 2014.
- [24] J. Fortin, W. Marte, R. Grullenberger, A. Hacker, W. Habenbacher, A. Heller, *et al.*, "Continuous non-invasive blood pressure monitoring using concentrically interlocking control loops," *Computers in biology and medicine*, vol. 36, pp. 941-57, Sep 2006.
- [25] J. Fortin and F. Skrabal, "Continuous non-invasive sphygmomanometer," ed: Google Patents, 2003.
- [26] J. Fortin, A. Wellisch, and K. Maier, "CNAP—evolution of continuous non-invasive arterial blood pressure monitoring," *Biomedical Engineering/Biomedizinische Technik*, 2013.
- [27] H. Gómez LLambí and D. Piskorz, "Hipertensión arterial, epidemiología, fisiología, fisiopatología, diagnóstico y terapéutica," *Buenos Aires: Inter-Médica*, 2013.
- [28] S. Graf, Z. YANINA, P. Franco, B. Daniel, G. Lucas, S. Ramiro, *et al.*, "In Vivo Evaluation of the Human Carotid Artery Complex Elastic Modulus," *Journal of Mechanics in Medicine and Biology*, vol. 6, pp. 189-208, 2006.
- [29] P. Greenland, J. S. Alpert, G. A. Beller, E. J. Benjamin, M. J. Budoff, Z. A. Fayad, *et al.*, "2010 ACCF/AHA guideline for assessment of cardiovascular risk in asymptomatic adults: a report of the American College of Cardiology Foundation/American Heart Association task force on practice guidelines developed in collaboration with the American Society of Echocardiography, American Society of Nuclear Cardiology, Society of Atherosclerosis Imaging and Prevention, Society for Cardiovascular Angiography and Interventions, Society of Cardiovascular Computed Tomography, and Society for Cardiovascular Magnetic Resonance," *Journal of the American College of Cardiology*, vol. 56, pp. e50-e103, 2010.
- [30] T. Hägglund and K. J. Åström, "Supervision of adaptive control algorithms," *Automatica*, vol. 36, pp. 1171-1180, 2000.
- [31] C. Hang, K. Astrom, and Q. Wang, "Relay feedback auto-tuning of process controllers—a tutorial review," *Journal of process control*, vol. 12, pp. 143-162, 2002.
- [32] W. K. Ho, C. C. Hang, and L. S. Cao, "Tuning of PI controllers based on gain and phase margin specifications," in *[1992] Proceedings of the IEEE International Symposium on Industrial Electronics*, 1992, pp. 879-882 vol.2.
- [33] W. K. Ho, C. C. Hang, and L. S. Cao, "Tuning of PID controllers based on gain and phase margin specifications," *Automatica*, vol. 31, pp. 497-502, 1995.
- [34] S. Hornsey, "A Review of Relay Auto-tuning Methods for the Tuning of PID-type Controllers," *Reinvention: an International Journal of Undergraduate Research*, vol. 5, 2012.
- [35] B. W. Hyndman, "Noninvasive continuous blood pressure meter," ed: Google Patents, 1984.

- [36] K. Jagomägi, R. Raamat, J. Talts, U. Rangun, E. Länsimies, and J. Jurvelin, "Recording of dynamic arterial compliance changes during hand elevation," *Clinical physiology and functional imaging*, vol. 25, pp. 350-356, 2005.
- [37] B. Jiang, M. Seddon, H. Fok, A. Donald, and P. Chowienczyk, "Flow-mediated dilation of the radial artery is offset by flow-induced reduction in transmural pressure," *Hypertension*, vol. 57, pp. 1145-1150, 2011.
- [38] N. Kallioinen, A. Hill, M. S. Horswill, H. E. Ward, and M. O. Watson, "Sources of inaccuracy in the measurement of adult patients' resting blood pressure in clinical settings: a systematic review," *Journal of hypertension*, vol. 35, p. 421, 2017.
- [39] P. Lacolley, V. Regnault, P. Segers, and S. Laurent, "Vascular smooth muscle cells and arterial stiffening: relevance in development, aging, and disease," *Physiological reviews*, vol. 97, pp. 1555-1617, 2017.
- [40] S. Laurent, J. Cockcroft, L. Van Bortel, P. Boutouyrie, C. Giannattasio, D. Hayoz, *et al.*, "Expert consensus document on arterial stiffness: methodological issues and clinical applications," *European heart journal*, vol. 27, pp. 2588-2605, 2006.
- [41] A. Leva, C. Maffezzoni, and R. Scattolini, "Self-tuning PI-PID regulators for stable systems with varying delay," *Automatica*, vol. 30, pp. 1171-1183, 1994.
- [42] C. Liu, D. Zheng, C. Griffiths, and A. Murray, "Oscillometric waveform difference between cuff inflation and deflation during blood pressure measurement," in *Computing in Cardiology Conference (CinC), 2014*, 2014, pp. 849-852.
- [43] L. Ljung, "Identification for control: Simple process models," in *Decision and Control, 2002, Proceedings of the 41st IEEE Conference on*, 2002, pp. 4652-4657.
- [44] G. Mashayekhi, E. Zahedi, H. M. Attar, and F. Sharifi, "Flow mediated dilation with photoplethysmography as a substitute for ultrasonic imaging," *Physiological measurement*, vol. 36, p. 1551, 2015.
- [45] K. Matsumura, T. Yamakoshi, P. Rolfé, and K. I. Yamakoshi, "Advanced Volume-Compensation Method for Indirect Finger Arterial Pressure Determination: Comparison with Brachial Sphygmomanometry," *IEEE Trans Biomed Eng*, vol. 64, pp. 1131-1137, May 2017.
- [46] Y. Matsuzawa, S. Sugiyama, H. Sumida, K. Sugamura, T. Nozaki, K. Ohba, *et al.*, "Peripheral endothelial function and cardiovascular events in high-risk patients," *Journal of the American Heart Association*, vol. 2, p. e000426, 2013.
- [47] E. Mills, T. K. O'Brien, J. Fortin, and K. Maier, "Hemodynamic monitoring," ed: Google Patents, 2018.
- [48] G. P. Molhoek, K. H. Wesseling, J. J. Settels, E. van Vollenhoven, H. W. Weeda, B. de Wit, *et al.*, "Evaluation of the Penaz servoplethysmo-manometer for the continuous, non-invasive measurement of finger blood pressure," *Basic research in cardiology*, vol. 79, pp. 598-609, Sep-Oct 1984.
- [49] J. Moudr, J. Svacinova, E. Závodná, and N. Honzíkova, "The Vibration Plethysmographic Method of Arterial Compliance Analysis in Dependence on Transmural Pressure," *Physiological research*, vol. 63, p. S489, 2014.
- [50] T. Murakami and Y. Morimoto, "What is the role of the aorta in directing coronary blood flow?," *Heart*, vol. 95, pp. 937-937, 2009.
- [51] K. K. Naka, A. C. Tweddel, S. N. Doshi, J. Goodfellow, and A. H. Henderson, "Flow-mediated changes in pulse wave velocity: a new clinical measure of endothelial function," *European heart journal*, vol. 27, pp. 302-309, 2005.
- [52] M. Nogawa, M. Ogawa, T. Yamakoshi, S. Tanaka, and K.-i. Yamakoshi, "Adaptive control with self-tuning for non-invasive beat-by-beat blood pressure measurement," in *Engineering in Medicine and Biology Society, EMBC, 2011 Annual International Conference of the IEEE*, 2011, pp. 4344-4347.
- [53] E. O'Brien, N. Atkins, G. Stergiou, N. Karpettas, G. Parati, R. Asmar, *et al.*, "European Society of Hypertension International Protocol revision 2010 for the validation of blood pressure measuring devices in adults," *Blood Press Monit*, vol. 15, pp. 23-38, Feb 2010.
- [54] A. O'Dwyer, *Handbook of PI and PID controller tuning rules*. Imperial college press, 2009.
- [55] M. Ogawa, K. Motoi, T. Yamakoshi, M. Nogawa, Y. Yamakoshi, and M. Shibata, "A new proposal of tailored bioinstrumentation using rapid prototyping and three-dimensional CAD—First trial to develop individually designed cuff-units for continuous blood pressure measurement," in *Engineering in Medicine and Biology Society, EMBC, 2011 Annual International Conference of the IEEE*, 2011, pp. 3994-3997.
- [56] J. Penaz, "Instrument for indirect continuous recording of blood pressure," Czechoslovakia Patent 133205, Mar. 27, 1987, 1969.
- [57] J. Penaz, "Photoelectric measurement of blood pressure, volume and flow in the finger," in *Digest of the 10th international conference on medical and biological engineering*, 1973.
- [58] J. Penaz, "Automatic noninvasive blood pressure monitor," ed: Google Patents, 1989.
- [59] J. Penaz, "Criteria for set point estimation in the volume clamp method of blood pressure measurement," *Physiological research*, vol. 41, pp. 5-10, 1992.
- [60] J. Penaz, "Dynamic Vascular Compliance and its use in Noninvasive Measurement of Blood-Pressure," *Homeostasis in Health and Disease*, vol. 36, pp. 83-89, 1995.
- [61] J. Penaz, N. Honzíkova, and P. Jurak, "Vibration plethysmography: a method for studying the visco-elastic properties of finger arteries," *Medical and Biological Engineering and Computing*, vol. 35, pp. 633-637, 1997.
- [62] T. G. Pickering, J. E. Hall, L. J. Appel, B. E. Falkner, J. Graves, M. N. Hill, *et al.*, "Recommendations for blood pressure measurement in humans and experimental animals," *Circulation*, vol. 111, pp. 697-716, 2005.
- [63] Z. B. Popović, R. A. Grimm, G. Perlic, E. Chinchoy, M. Geraci, J. P. Sun, *et al.*, "Noninvasive assessment of cardiac resynchronization therapy for congestive heart failure using myocardial strain and left ventricular peak power as parameters of myocardial synchrony and function," *Journal of cardiovascular electrophysiology*, vol. 13, pp. 1203-1208, 2002.
- [64] A. Reisner, P. A. Shaltis, D. McCombie, and H. H. Asada, "Utility of the photoplethysmogram in circulatory monitoring," *The Journal of the American Society of Anesthesiologists*, vol. 108, pp. 950-958, 2008.
- [65] P. A. Shaltis, "A wearable blood pressure sensor using oscillometric photoplethysmography and micro accelerometers," Massachusetts Institute of Technology, 2007.
- [66] K. H. Shelley, "Photoplethysmography: beyond the calculation of arterial oxygen saturation and heart rate," *Anesthesia & Analgesia*, vol. 105, pp. S31-S36, 2007.
- [67] H. Shimazu, H. Ito, A. Kawarada, H. Kobayashi, A. Hiraiwa, and K. Yamakoshi, "Vibration technique for indirect measurement of diastolic arterial pressure in human fingers," *Medical and Biological Engineering and Computing*, vol. 27, pp. 130-136, 1989.
- [68] F. Skrabal and J. Fortin, "Device and method for the continuous non-invasive measurement of blood pressure," ed: Google Patents, 2008.
- [69] Y. Song, S. Gao, A. Ikarashi, and K. I. Yamakoshi, "A New Cuff Unit for Measuring Instantaneous Blood Pressure at the Finger Artery by Local Pressurization," in *2009 3rd International Conference on Bioinformatics and Biomedical Engineering*, 2009, pp. 1-4.
- [70] G. S. Stergiou, N. Karpettas, N. Atkins, and E. O'Brien, "European Society of Hypertension International Protocol for the validation of blood pressure monitors: a critical review of its application and rationale for revision," *Blood pressure monitoring*, vol. 15, pp. 39-48, 2010.
- [71] B. Strauch and W. de Moura, "Arterial system of the fingers," *The Journal of hand surgery*, vol. 15, pp. 148-154, 1990.
- [72] S. Tanaka, S. Gao, M. Nogawa, and K.-I. Yamakoshi, "Noninvasive measurement of instantaneous, radial artery blood pressure," *IEEE engineering in medicine and biology magazine*, vol. 24, pp. 32-37, 2005.
- [73] S. Tanaka, K. Motoi, M. Nogawa, T. Yamakoshi, and K. Yamakoshi, "Development of a blood pressure monitoring system installed in a toilet seat for use in home healthcare," *Trans. Japanese Soc. Med. Biol. Eng*, vol. 44, pp. 467-474, 2006.

- [74] S. Tanaka, M. Nogawa, Y. Sawanoi, T. Yamakoshi, and K.-i. Yamakoshi, "A New Method for Determining the Servo Reference Value (Vo) of the Volume-Compensation Method," in *Engineering in Medicine and Biology Society, 2007. EMBS 2007. 29th Annual International Conference of the IEEE*, 2007, pp. 2354-2356.
- [75] S. Tanaka, M. Nogawa, and K. Yamakoshi, "Fully automatic system for monitoring blood pressure from a toilet-seat using the volume-oscillometric method," in *Engineering in Medicine and Biology Society, 2005. IEEE-EMBS 2005. 27th Annual International Conference of the*, 2006, pp. 3939-3941.
- [76] S. Tanaka, M. Nogawa, T. Yamakoshi, and K.-i. Yamakoshi, "Accuracy assessment of a noninvasive device for monitoring beat-by-beat blood pressure in the radial artery using the volume-compensation method," *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. 54, pp. 1892-1895, 2007.
- [77] S. Tanaka and K. Yamakoshi, "Ambulatory instrument for monitoring indirect beat-to-beat blood pressure in superficial temporal artery using volume-compensation method," *Medical and Biological Engineering and Computing*, vol. 34, pp. 441-447, 1996.
- [78] D. H. Thijssen, M. A. Black, K. E. Pyke, J. Padilla, G. Atkinson, R. A. Harris, *et al.*, "Assessment of flow-mediated dilation in humans: a methodological and physiological guideline," *American Journal of Physiology-Heart and Circulatory Physiology*, vol. 300, pp. H2-H12, 2010.
- [79] J. Truijen, J. J. van Lieshout, W. A. Wesselink, and B. E. Westerhof, "Noninvasive continuous hemodynamic monitoring," *Journal of Clinical Monitoring and Computing*, vol. 26, pp. 267-278, 06/14 2012.
- [80] F. H. Van Bergen, D. S. Weatherhead, A. E. Treloar, A. B. Dobkin, and J. J. Buckley, "Comparison of indirect and direct methods of measuring arterial blood pressure," *Circulation*, vol. 10, pp. 481-490, 1954.
- [81] K. Wesseling, B. De Wit, G. Van der Hoeven, J. Van Goudoever, and J. Settels, "Physiocal, calibrating finger vascular physiology for Finapres," *Homeostasis*, vol. 36, pp. 67-82, 1995.
- [82] K. H. Wesseling, "Plethysmograph pressure correcting arrangement," ed: Google Patents, 1985.
- [83] N. Westerhof, N. Stergiopoulos, and M. I. Noble, *Snapshots of hemodynamics: an aid for clinical research and graduate education*: Springer Science & Business Media, 2010.
- [84] K.-I. Yamakoshi, "Unconstrained physiological monitoring in daily living for health care," *Frontiers of Medical and Biological Engineering*, vol. 10, pp. 239-259, 2000.
- [85] K. Yamakoshi, A. Kamiya, H. Shimazu, H. Ito, and T. Togawa, "Noninvasive automatic monitoring of instantaneous arterial blood pressure using the vascular unloading technique," *Medical and Biological Engineering and Computing*, vol. 21, pp. 557-565, 1983.
- [86] K. Yamakoshi, H. Shimazu, M. Shibata, and A. Kamiya, "New oscillometric method for indirect measurement of systolic and mean arterial pressure in the human finger. Part 2: correlation study," *Medical and Biological Engineering and Computing*, vol. 20, pp. 314-318, 1982.
- [87] K. Yamakoshi, H. Shimazu, and T. Togawa, "Indirect measurement of instantaneous arterial blood pressure in the rat," *American Journal of Physiology-Heart and Circulatory Physiology*, vol. 237, pp. H632-H637, 1979.
- [88] K. I. Yamakoshi, H. Shimazu, and T. Togawa, "Indirect Measurement of Instantaneous Arterial Blood Pressure in the Human Finger by the Vascular Unloading Technique," *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. BME-27, pp. 150-155, 1980.
- [89] P. G. Yong and L. A. Geddes, "The effect of cuff pressure deflation rate on accuracy in indirect measurement of blood pressure with the auscultatory method," *Journal of clinical monitoring*, vol. 3, pp. 155-159, 1987.
- [90] M. Zaromytidou, G. Siasos, A. U. Coskun, M. Lucier, A. P. Antoniadis, M. I. Papafaklis, *et al.*, "Intravascular hemodynamics and coronary artery disease: new insights and clinical implications," *Hellenic Journal of Cardiology*, vol. 57, pp. 389-400, 2016.
- [91] D. Zheng, J. N. Amoores, S. Mieke, and A. Murray, "Estimation of mean arterial pressure from the oscillometric cuff pressure: comparison of different techniques," *Medical & biological engineering & computing*, vol. 49, pp. 33-39, 2011.
- [92] D. Zheng, J. N. Amoores, S. Mieke, and A. Murray, "How important is the recommended slow cuff pressure deflation rate for blood pressure measurement?," *Annals of biomedical engineering*, vol. 39, p. 2584, 2011.
- [93] D. Zheng, L. Y. Di Marco, and A. Murray, "Blood pressure difference between the measurements taken during cuff inflation and deflation," in *Computing in Cardiology (CinC)*, 2012, 2012, pp. 729-732.
- [94] D. Zheng, F. Pan, and A. Murray, "Effect of mechanical behaviour of the brachial artery on blood pressure measurement during both cuff inflation and cuff deflation," *Blood pressure monitoring*, vol. 18, pp. 265-271, 2013.