

Mediciones en el sistema circulatorio y respiratorio.

Prof. Dr. Alejandro Veloz
Escuela de Ing. Biomédica
Universidad de Valparaíso

Contenido

- Medición invasiva de la presión sanguínea.
- Medición no invasiva de la presión sanguínea.
- Medición del gasto cardíaco.
- Mediciones en el sistema respiratorio.

Medición invasiva de la presión sanguínea (IBP).

Introducción.

- Primera medición directa de la presión sanguínea.
- Stephen Hales (1773)

$$P = \rho gh$$

donde

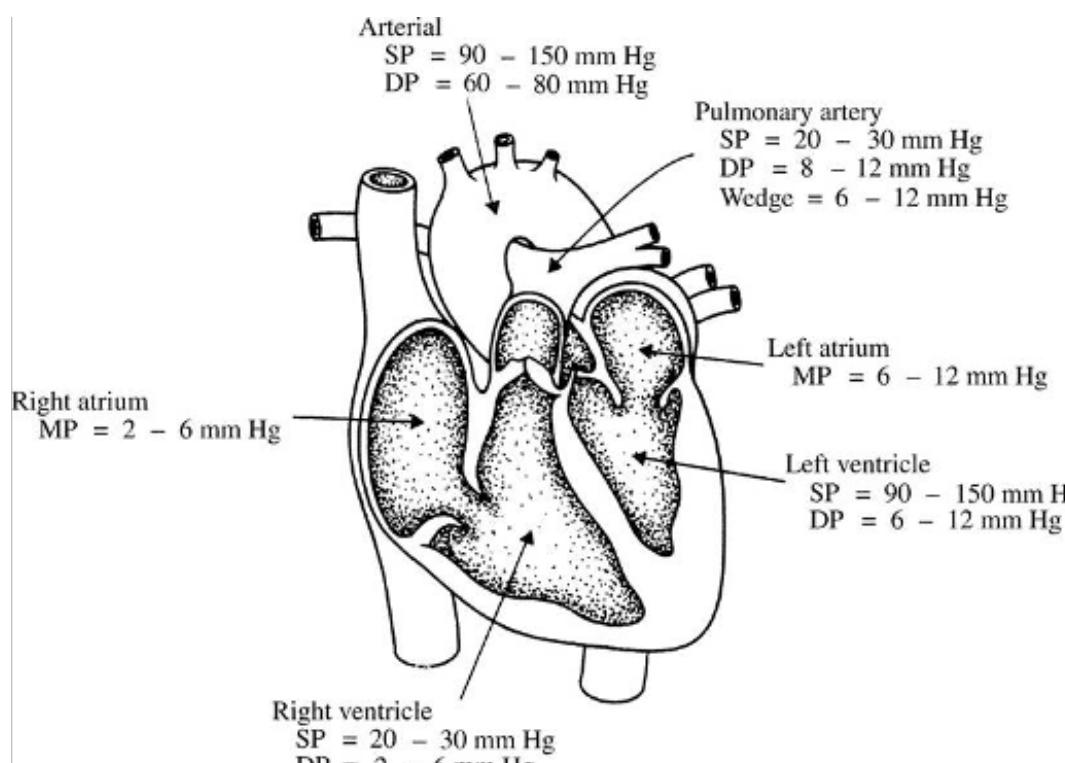
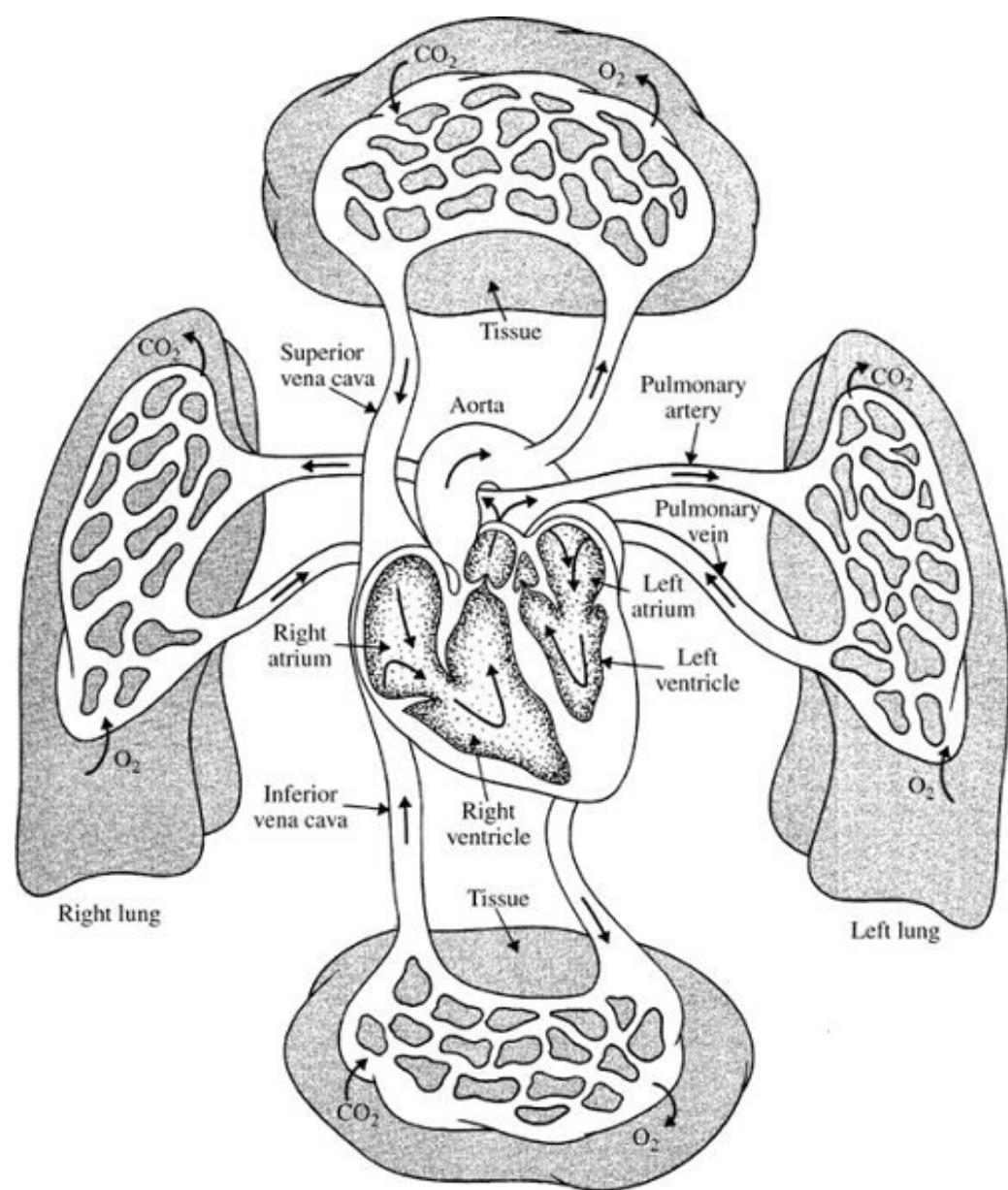
ρ es la densidad de la sangre,

g aceleración de gravedad, y

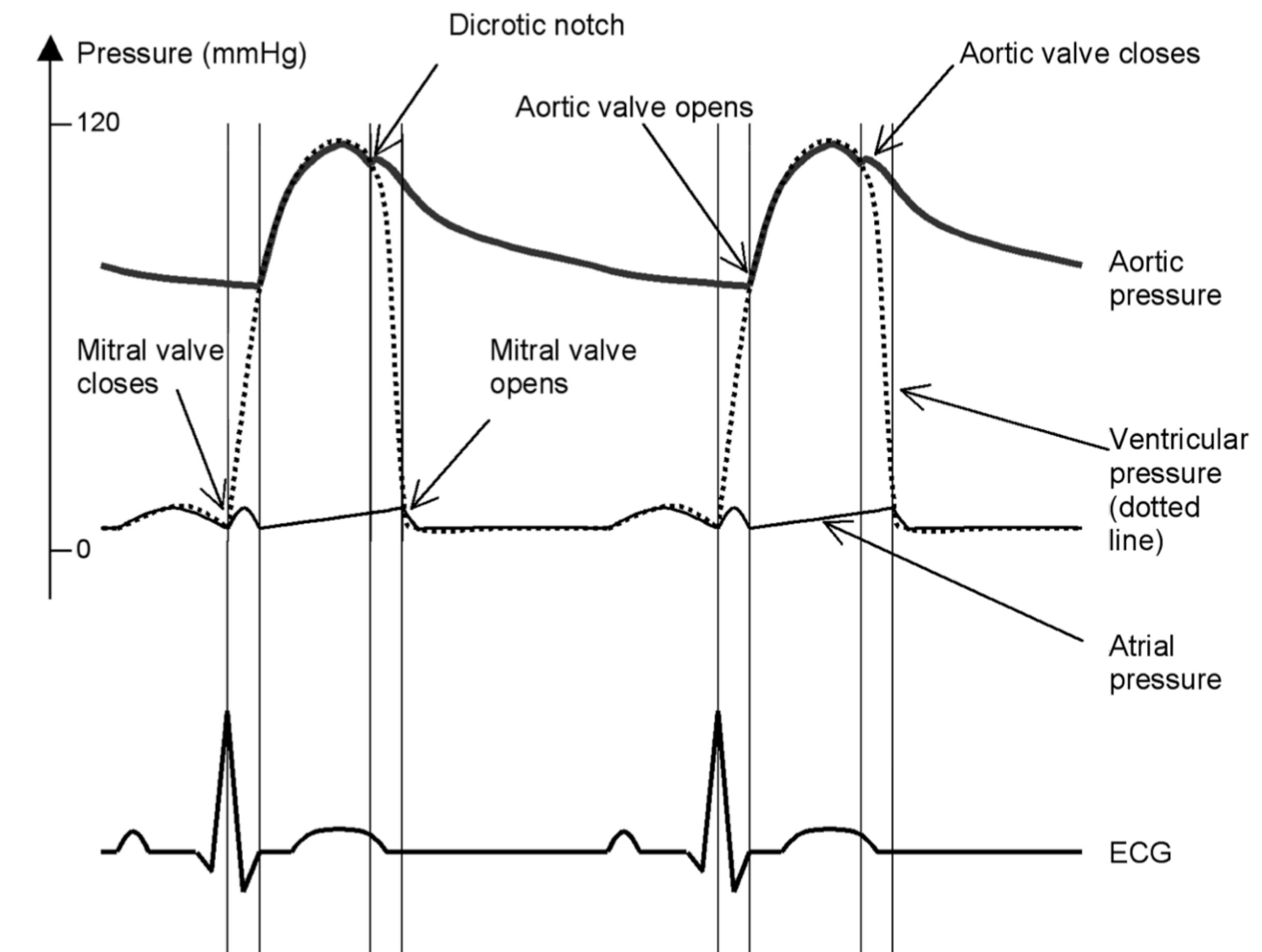
h es la altura de la columna de sangre.



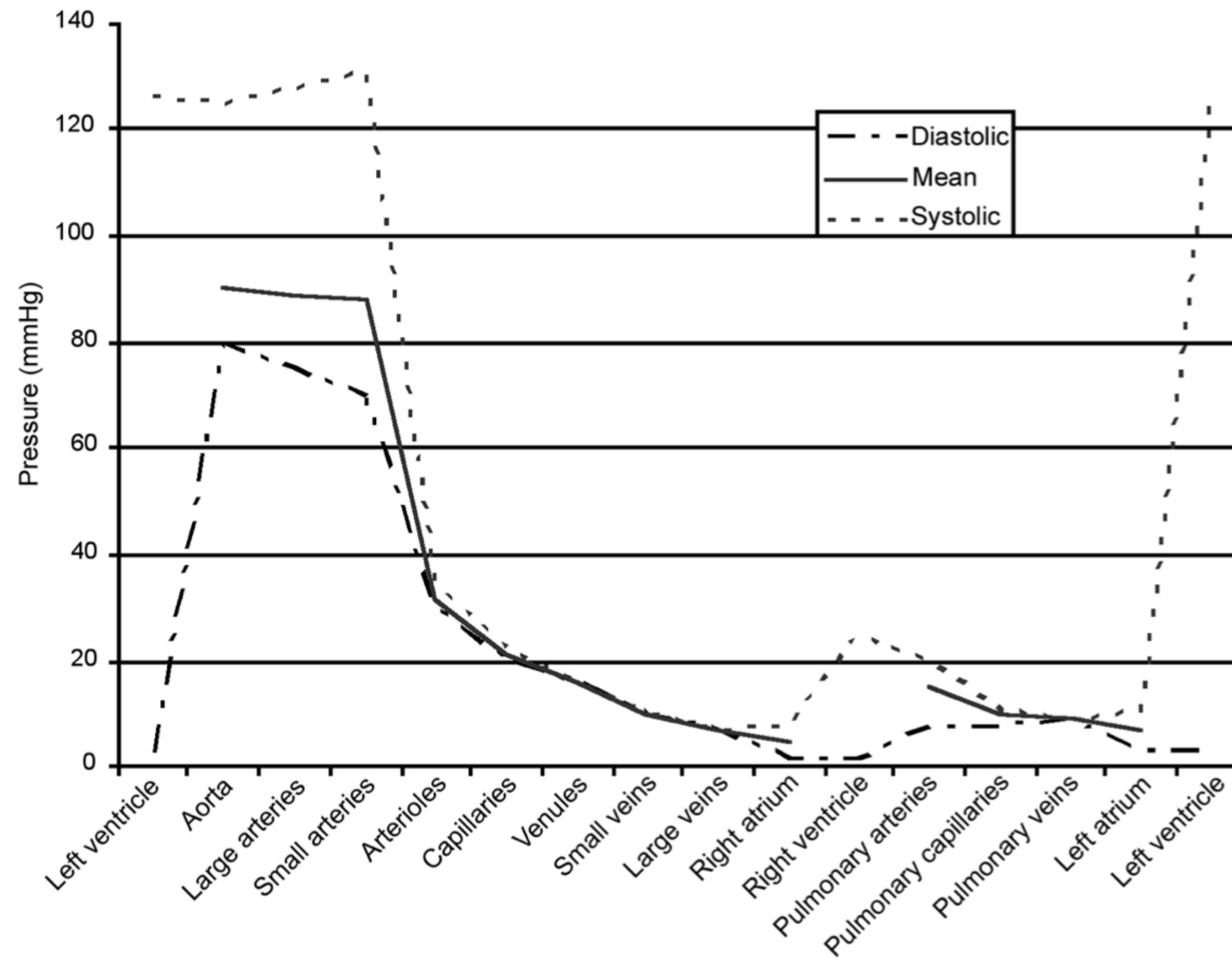
Origen de la presión sanguínea.



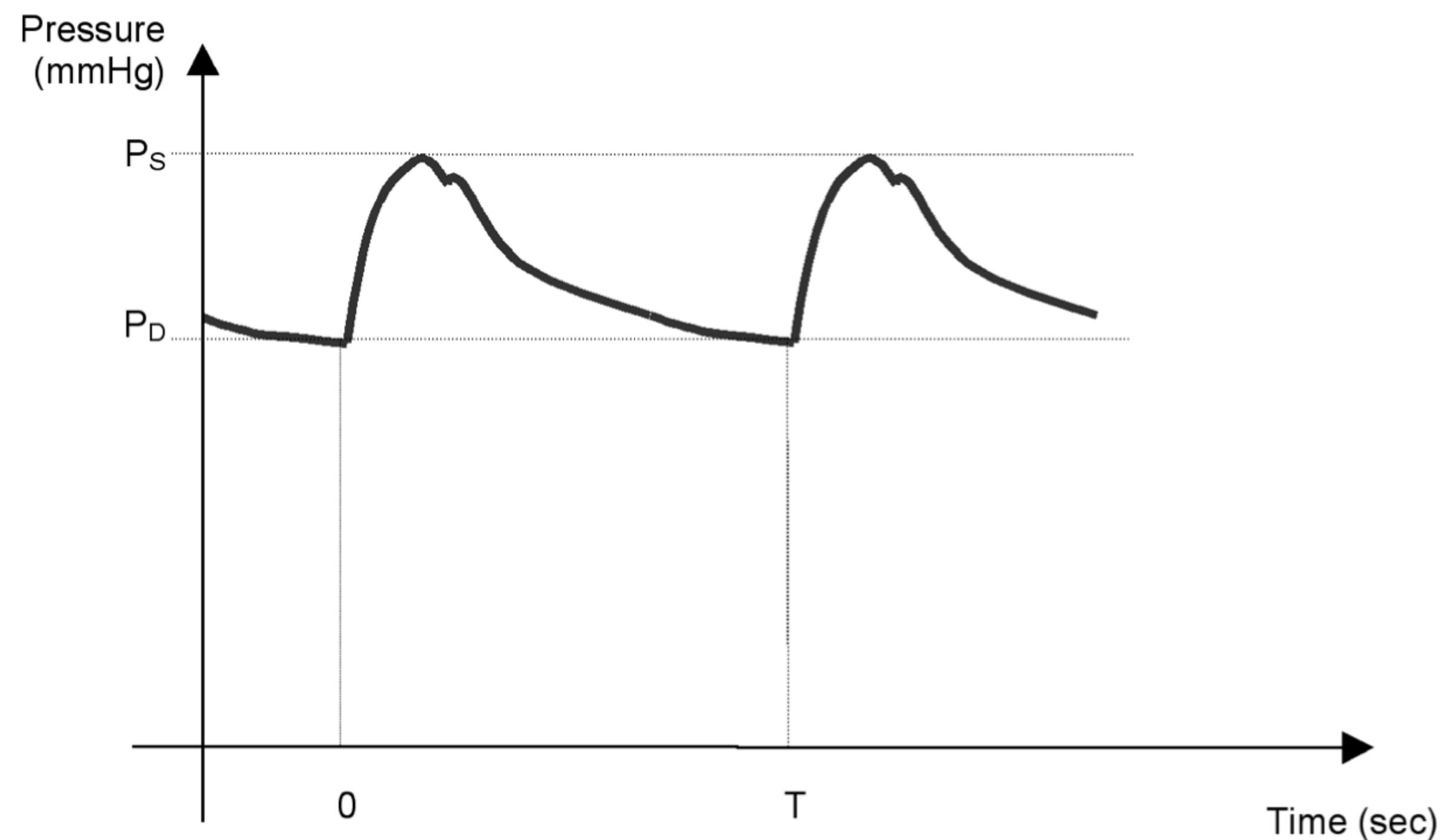
- SP es la presión sistólica.
- DP es la presión diastólica.
- MP es la presión media.



Formas de onda de presión sanguínea.



Formas de onda de presión sanguínea.

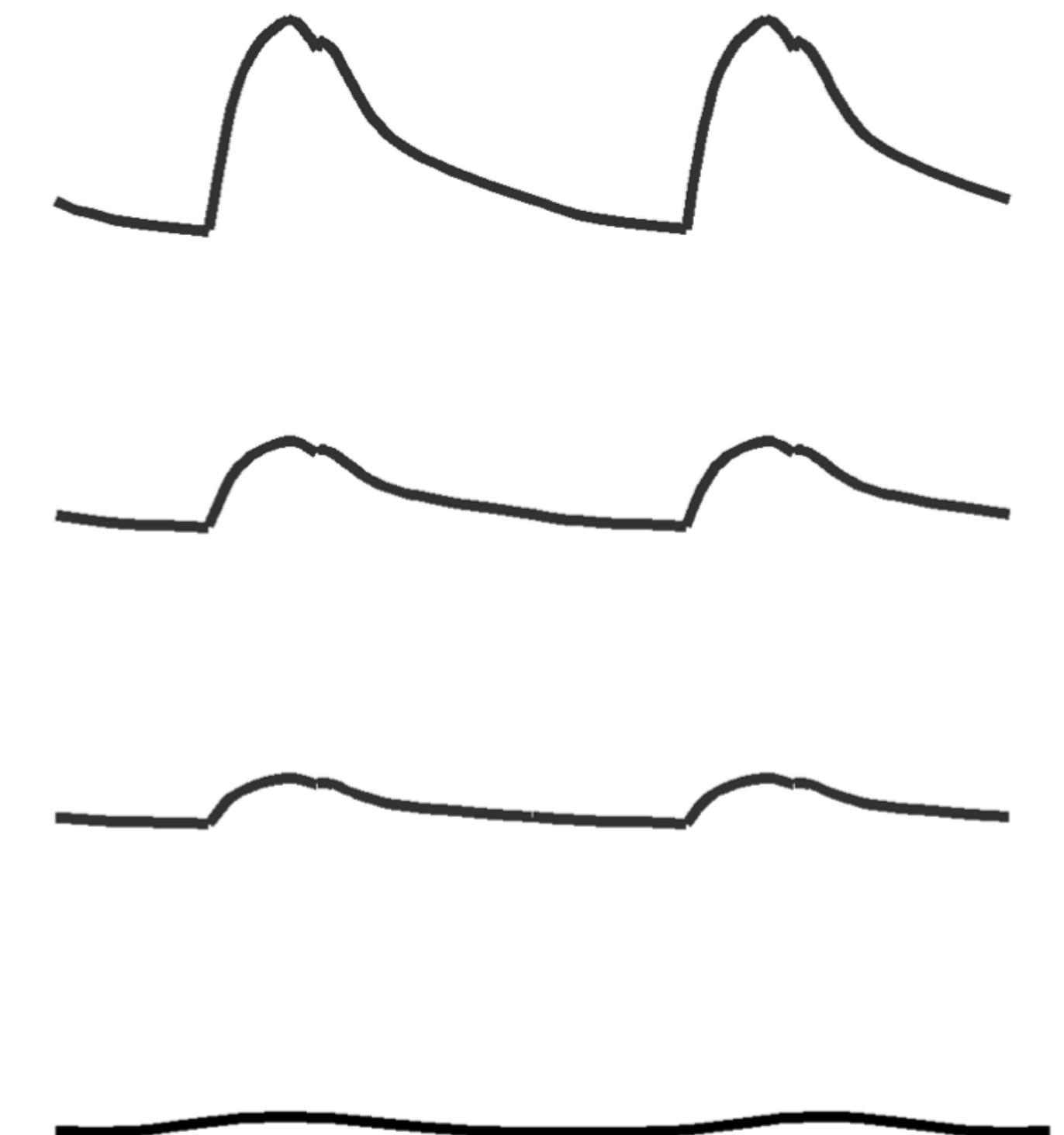


Arteries

Arterioles

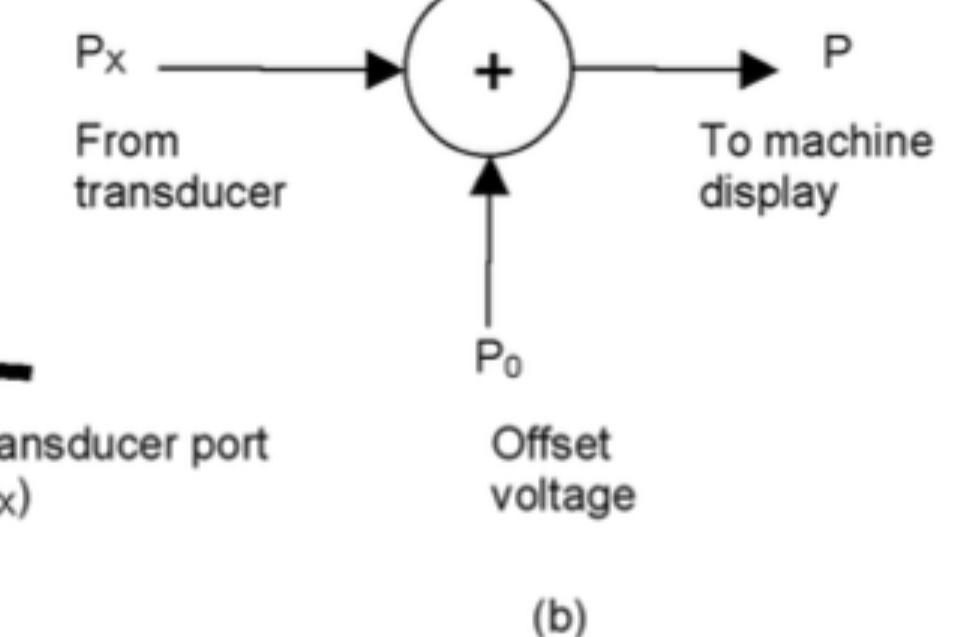
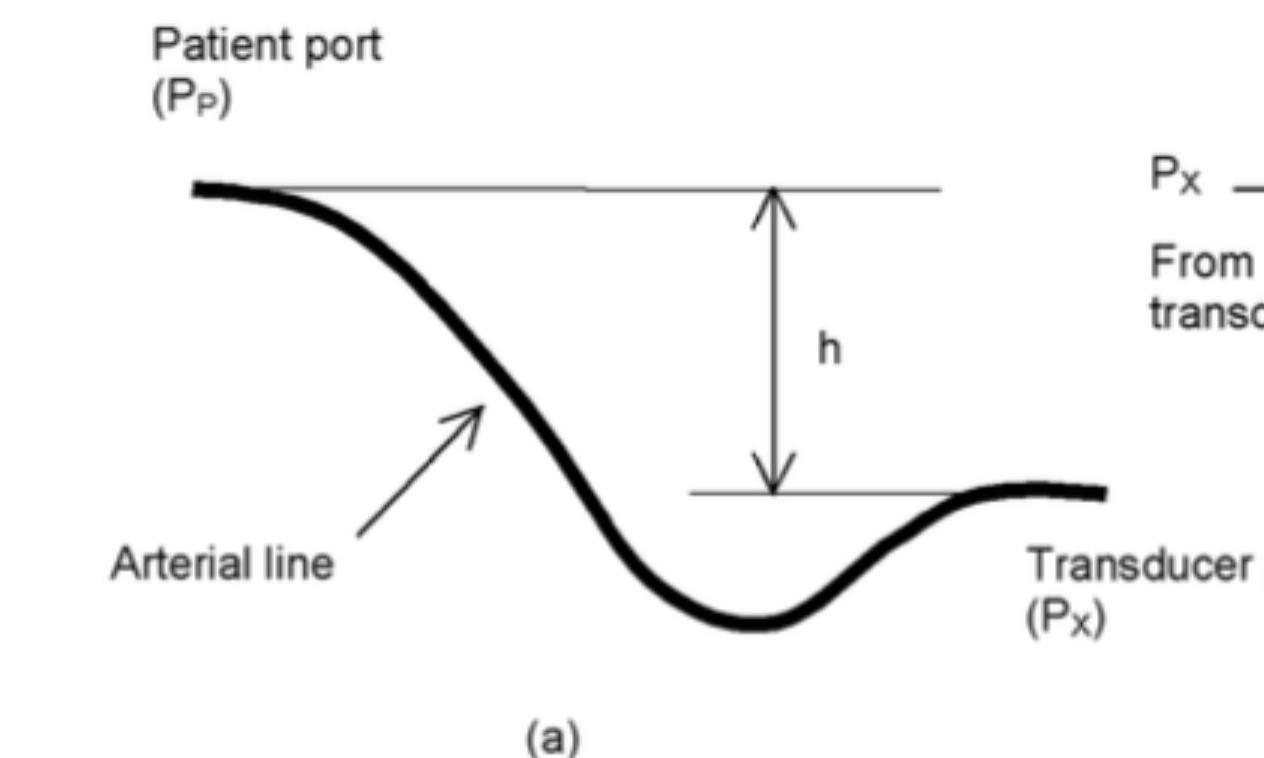
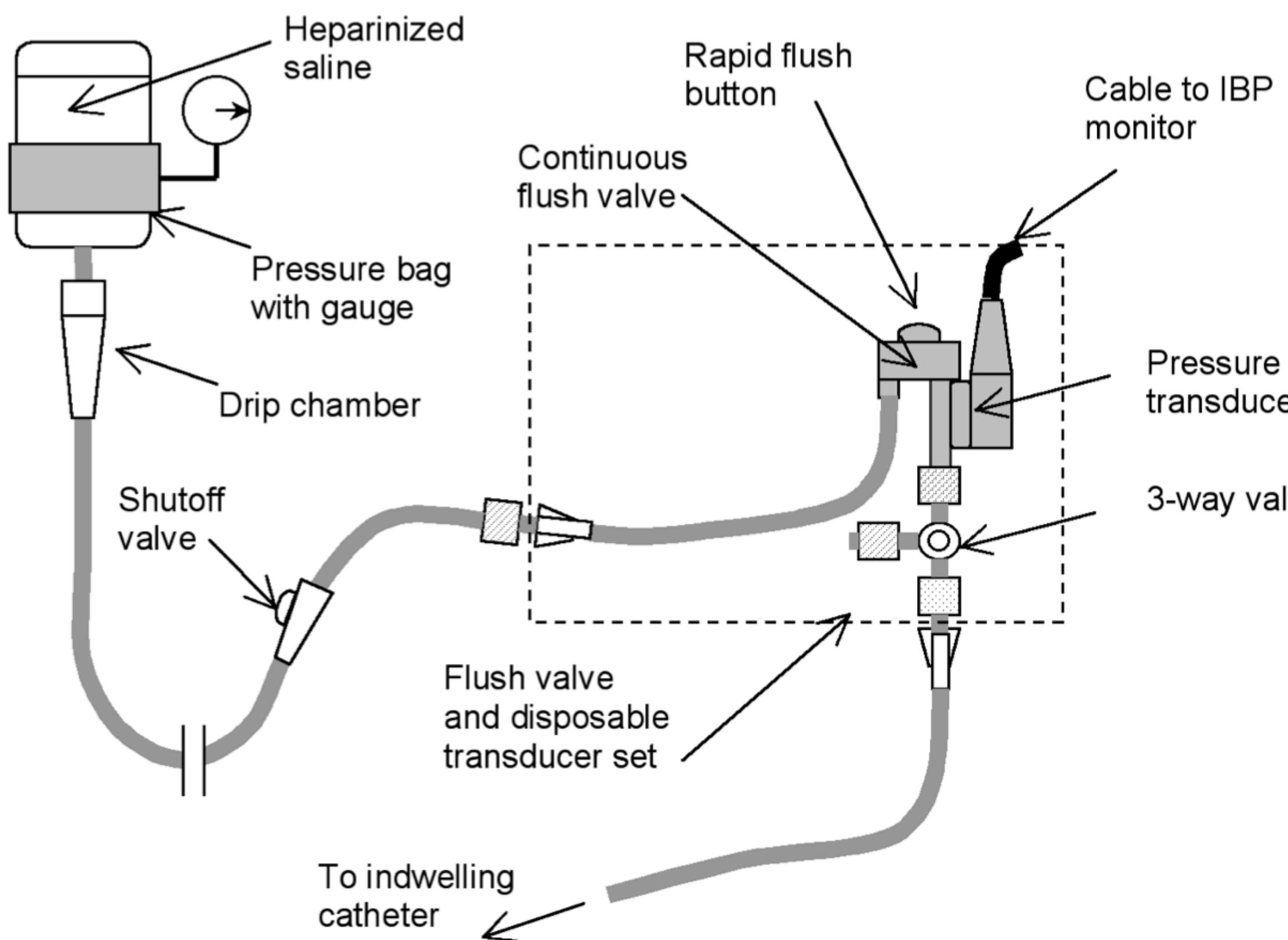
Capillaries

Veins



$$P_M = \frac{1}{T} \int_0^T P(t) dt$$

Configuración experimental.



$$P_x = P_P + \rho gh$$

P_x : presión vista por el transductor.
 P_P : presión sanguínea del paciente.

$$P = P_x + P_0 = P_P + \rho gh + P_0$$

Proceso de puesta a cero:

$$0 = 0 + \rho gh + P_0$$

$$P_0 = -\rho gh$$

Diagrama de bloques de un sistema de medición de presión invasiva.

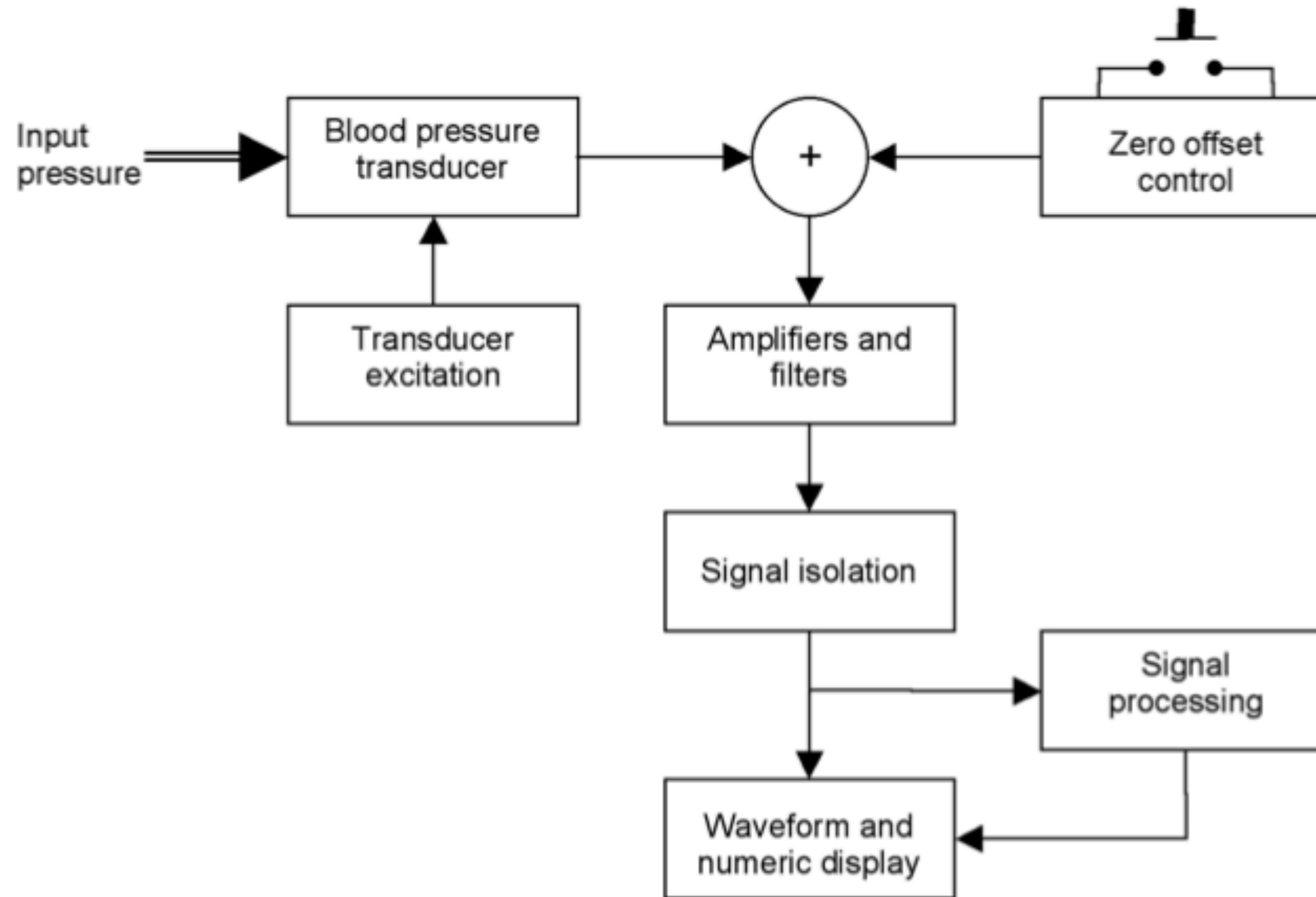
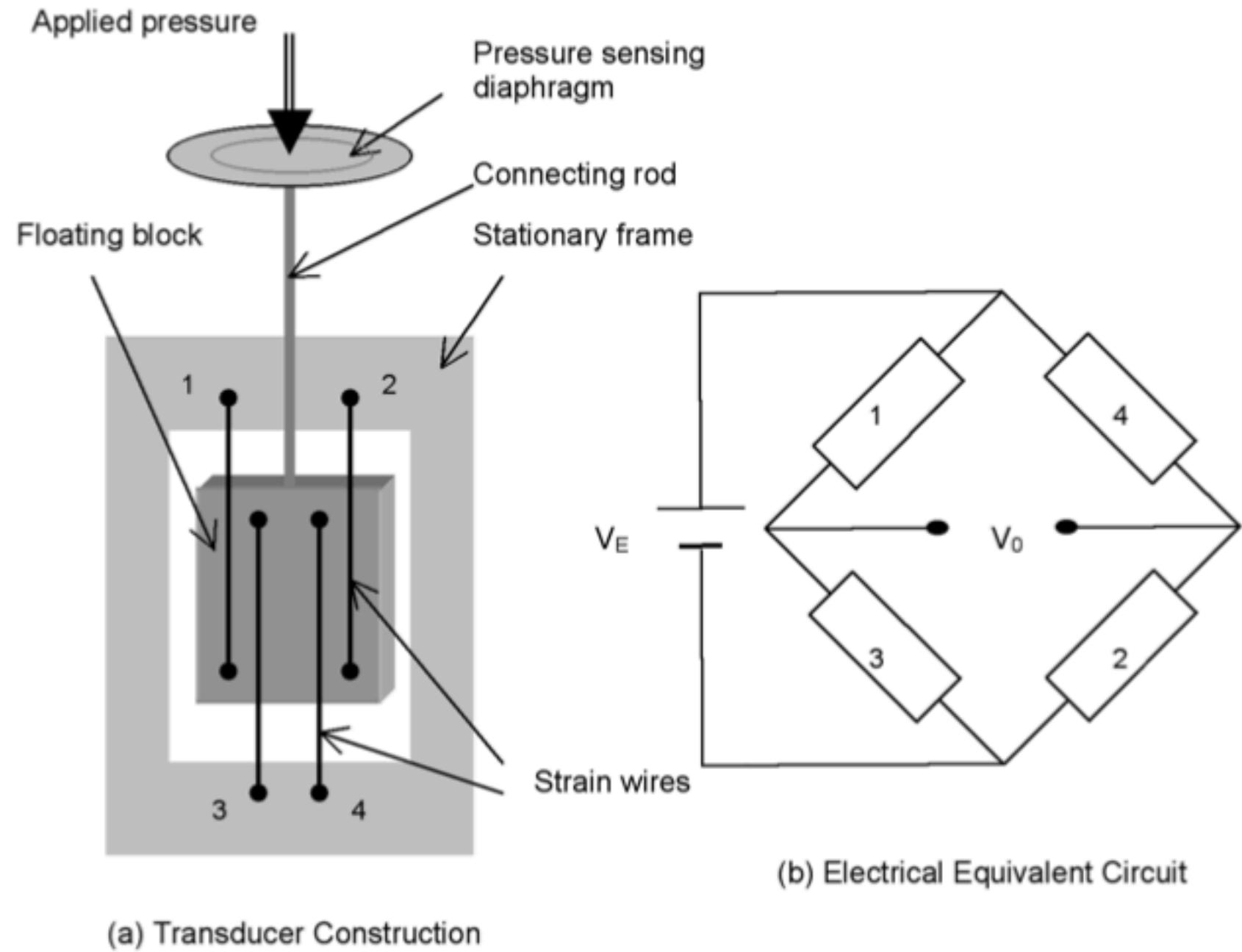
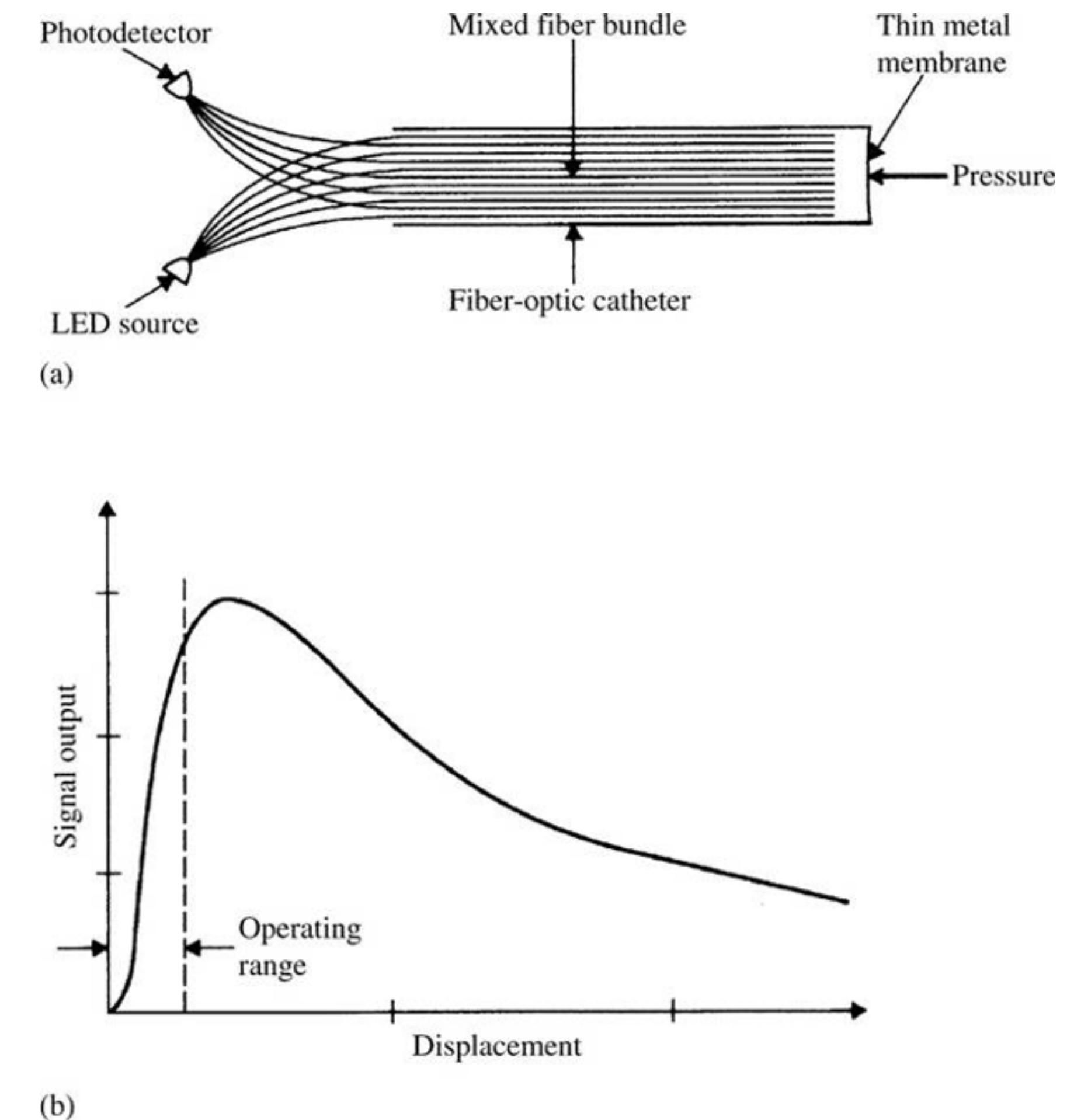


Diagrama de bloques de un sistema de medición de presión invasiva.

IBP (Invasive Blood Pressure) transducers



La sensibilidad de un transductor de presión se expresa en voltaje de salida por unidad de presión (por ejemplo, 10 mV / mmHg) o en voltaje de salida por unidad de voltaje de excitación por unidad de presión (por ejemplo, 2 mV / V / mmHg).



IBP (Invasive Blood Pressure) transducers

- En sistemas más antiguos o sistemas que utilizan transductores reutilizables, se utilizan transductores de galgas extensiométricas resistivas o transductores de elementos piezoeléctricos.
- Hoy en día, se utilizan comúnmente transductores desechables que utilizan galgas extensiométricas piezorresistivas semiconductoras (rendimiento constante a bajo costo).
- Los transductores IBP desechables vienen empaquetados con el tubo de extensión, las válvulas de descarga y los conectores para uso en un solo paciente.
- La sensibilidad de un transductor de presión arterial desechable como se especifica en las normas AAMI BP22 y BP23 es de $5 \mu\text{V} / \text{V} / \text{mmHg} \pm 1\%$ cuando se utiliza un voltaje de excitación de 4 a 8 V, CC a 5 kHz. Esto permite la intercambiabilidad de transductores de presión arterial entre diferentes fabricantes de monitores de presión arterial compatibles.

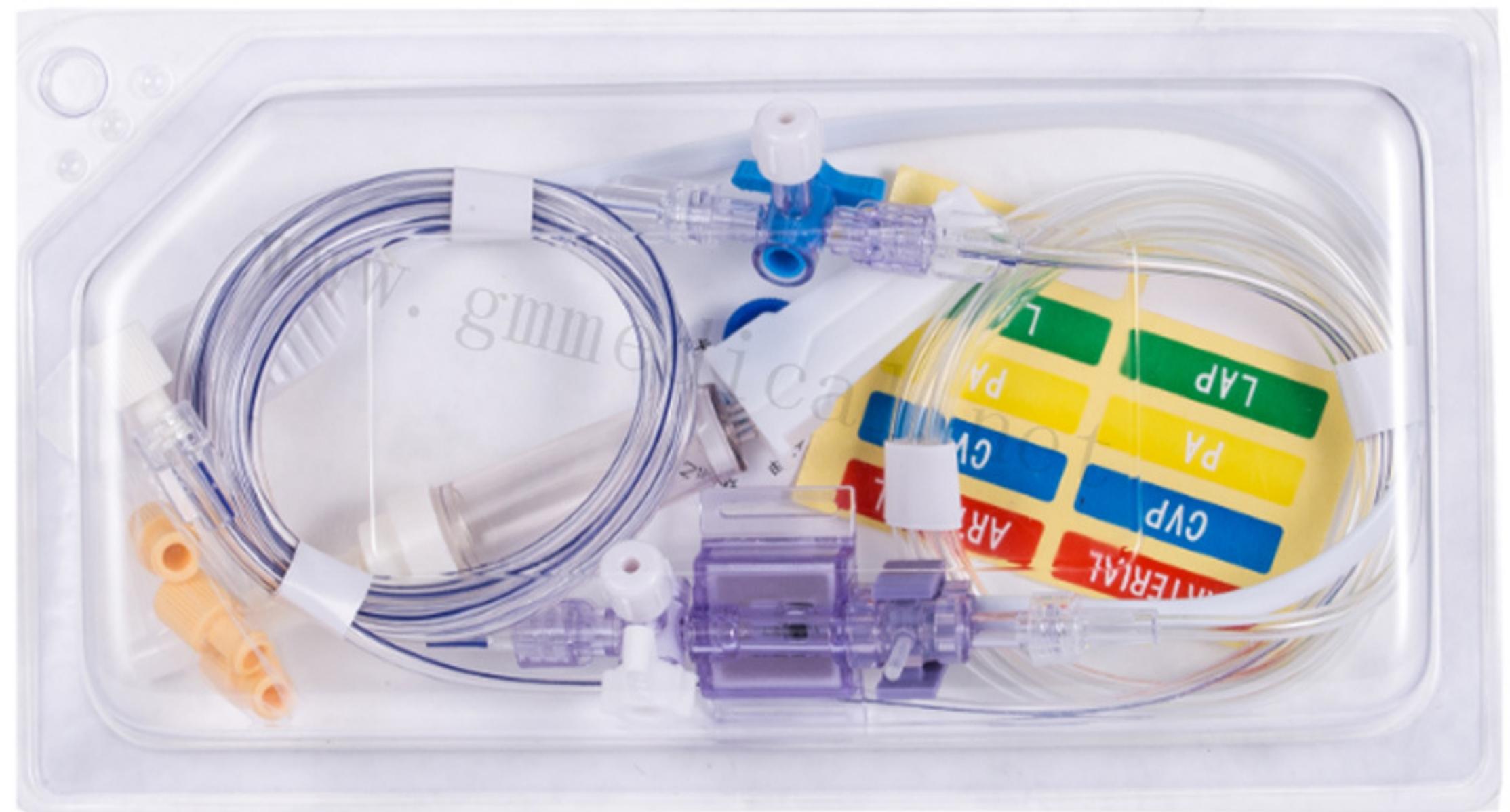
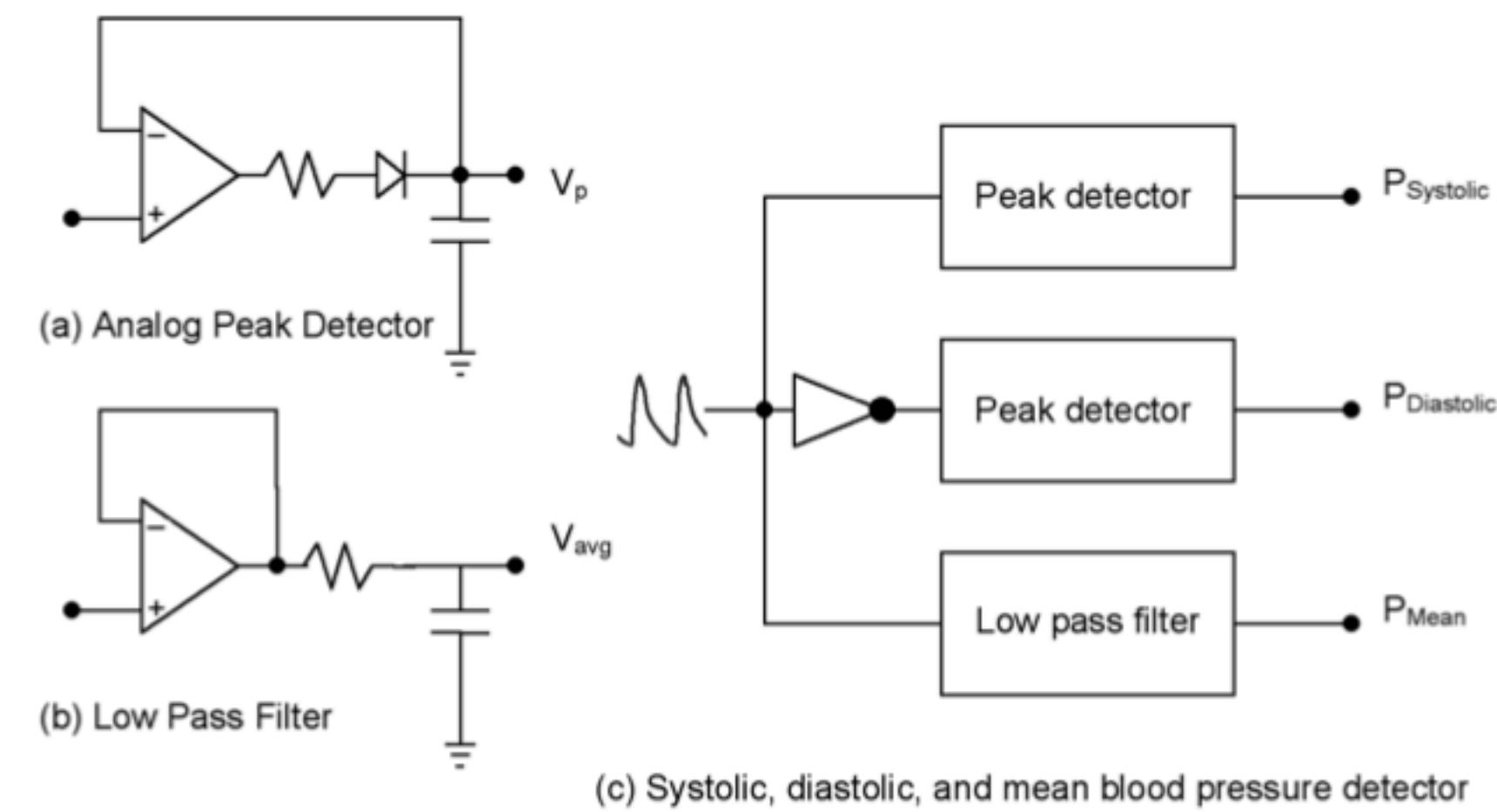
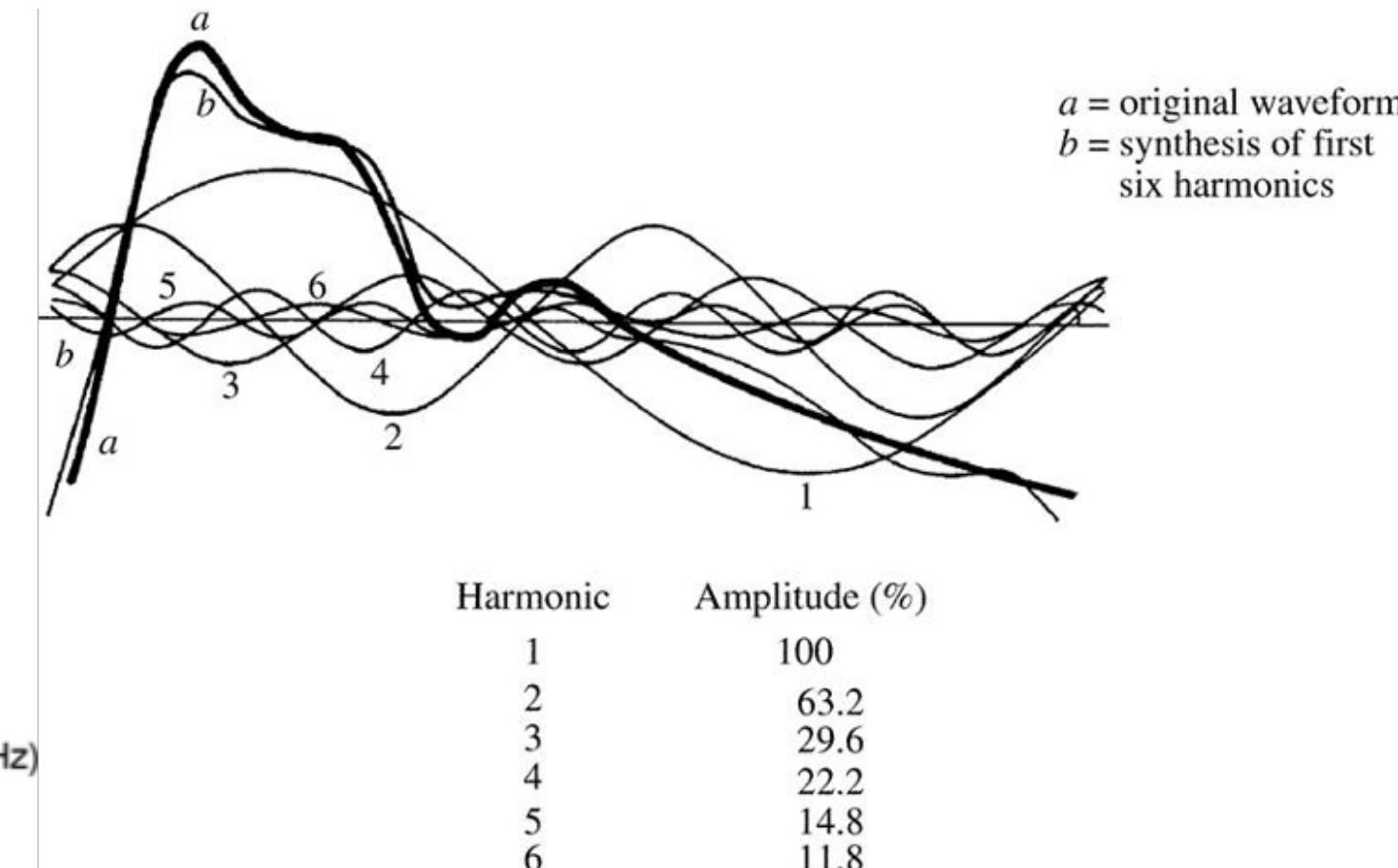
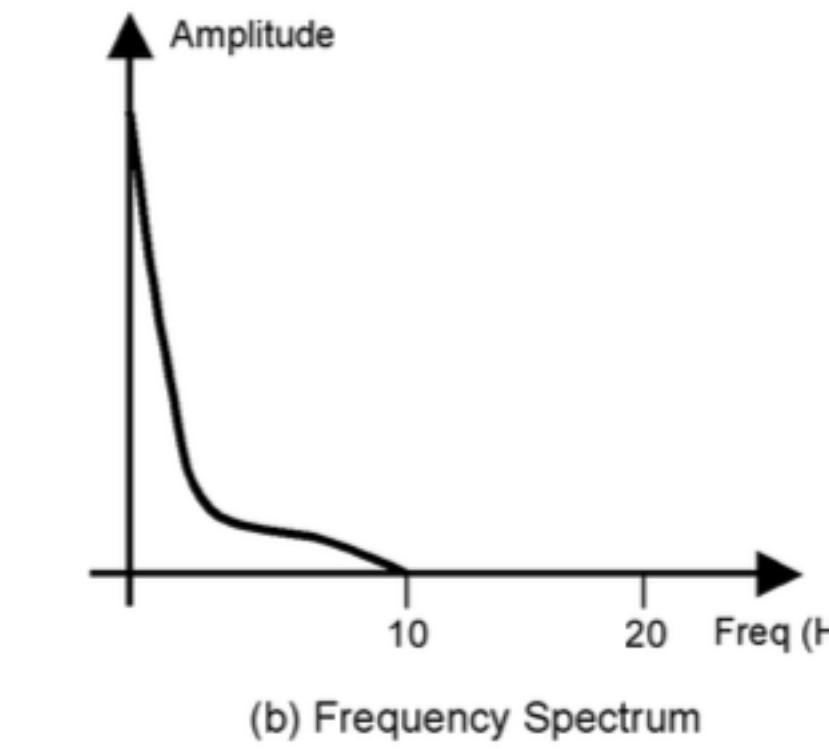
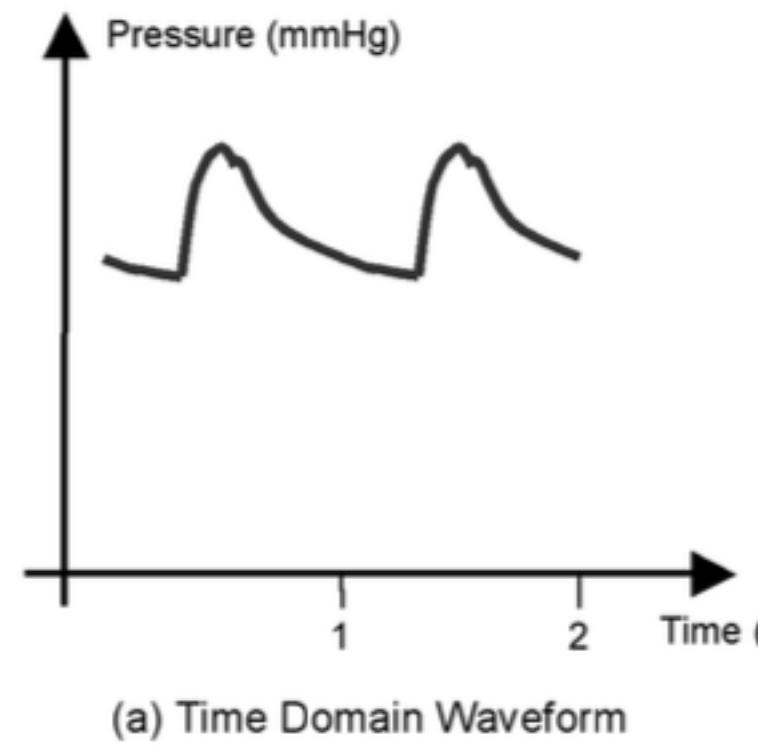
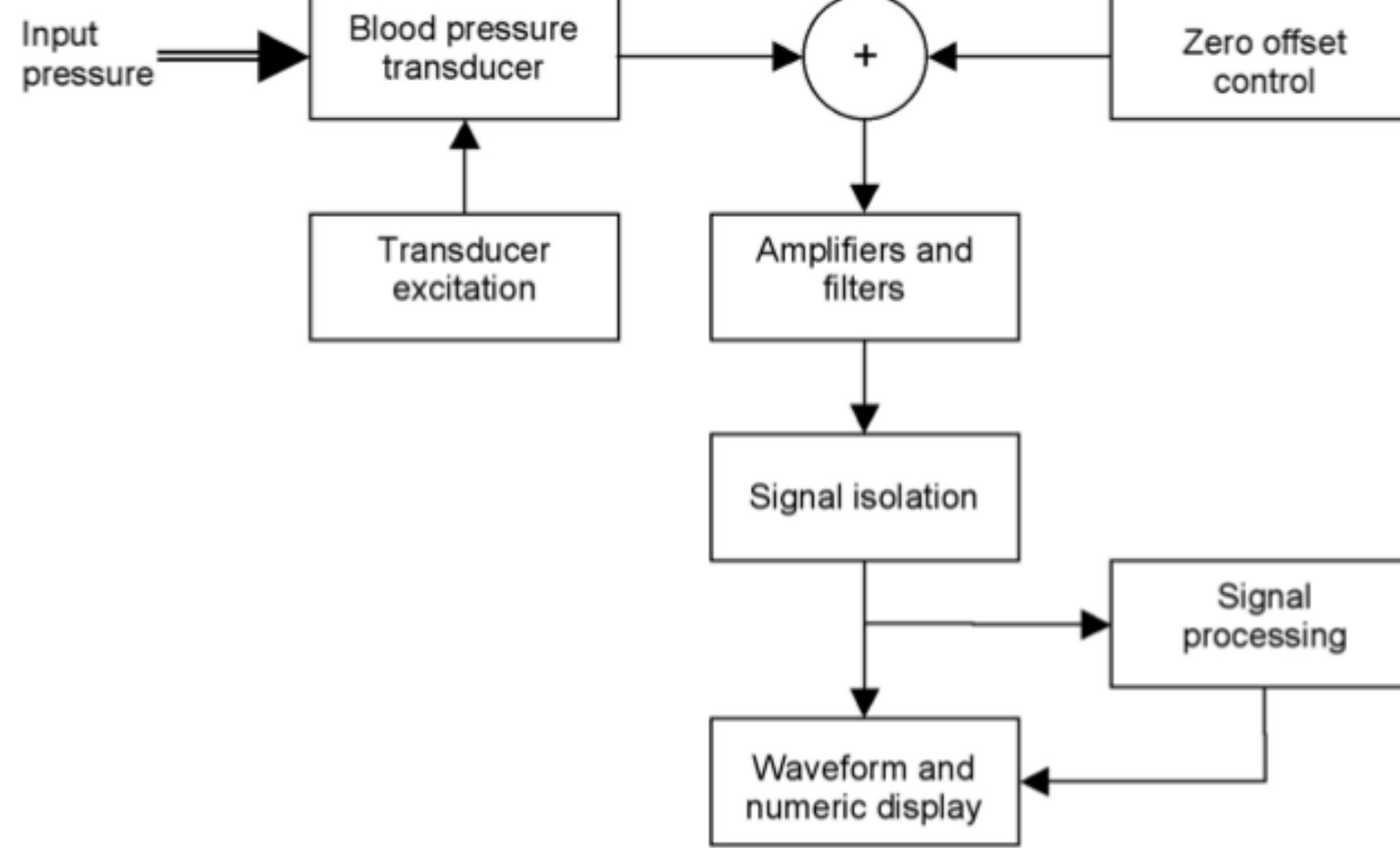


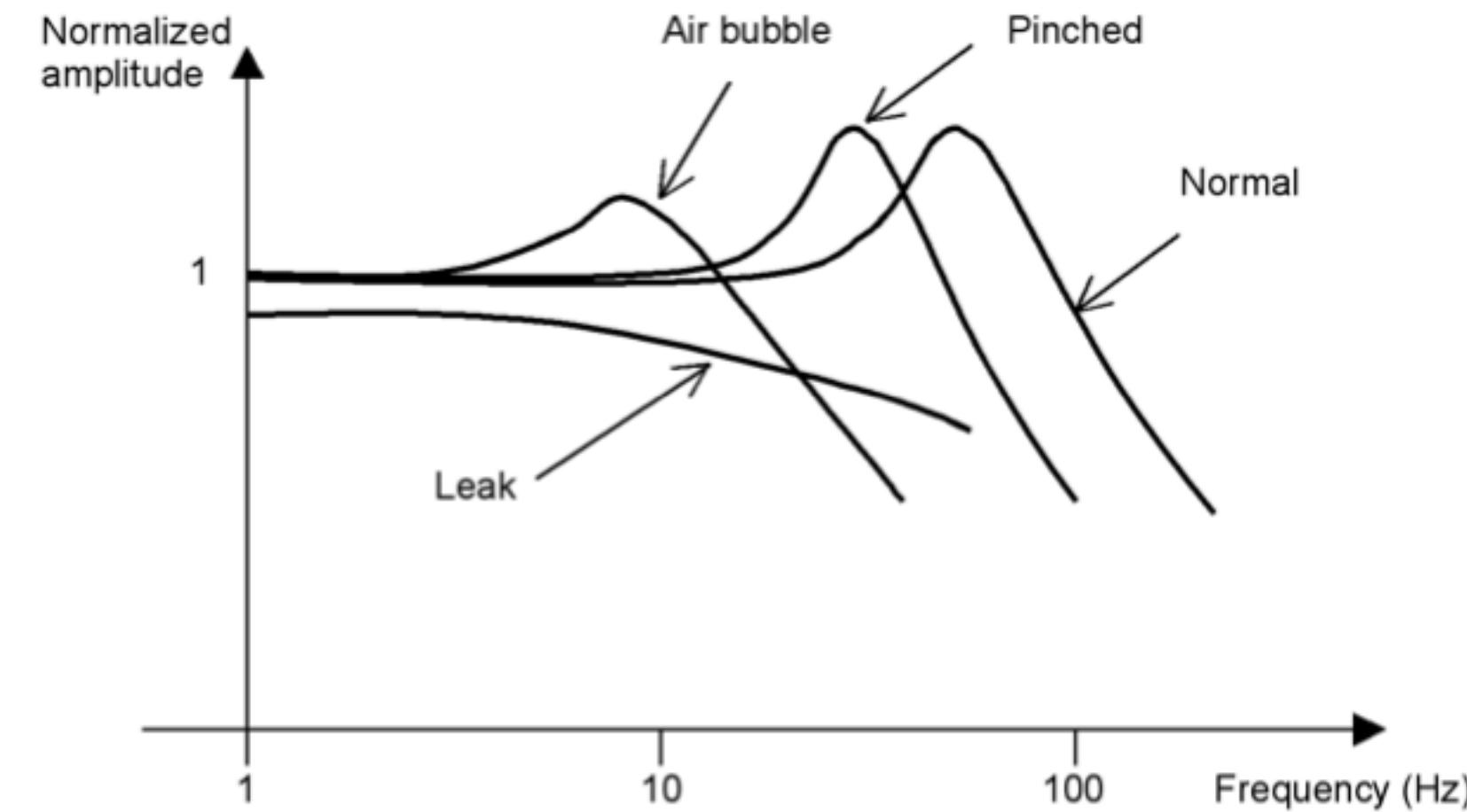
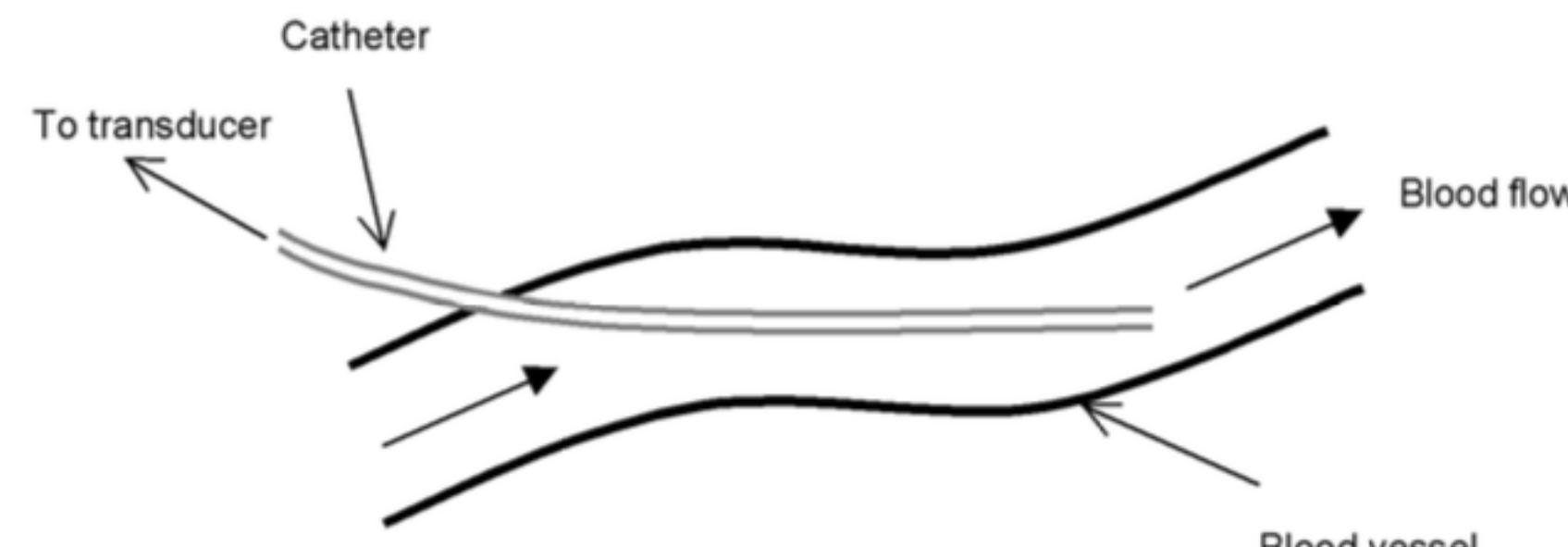
Diagrama de bloques de un sistema de medición de presión invasiva.



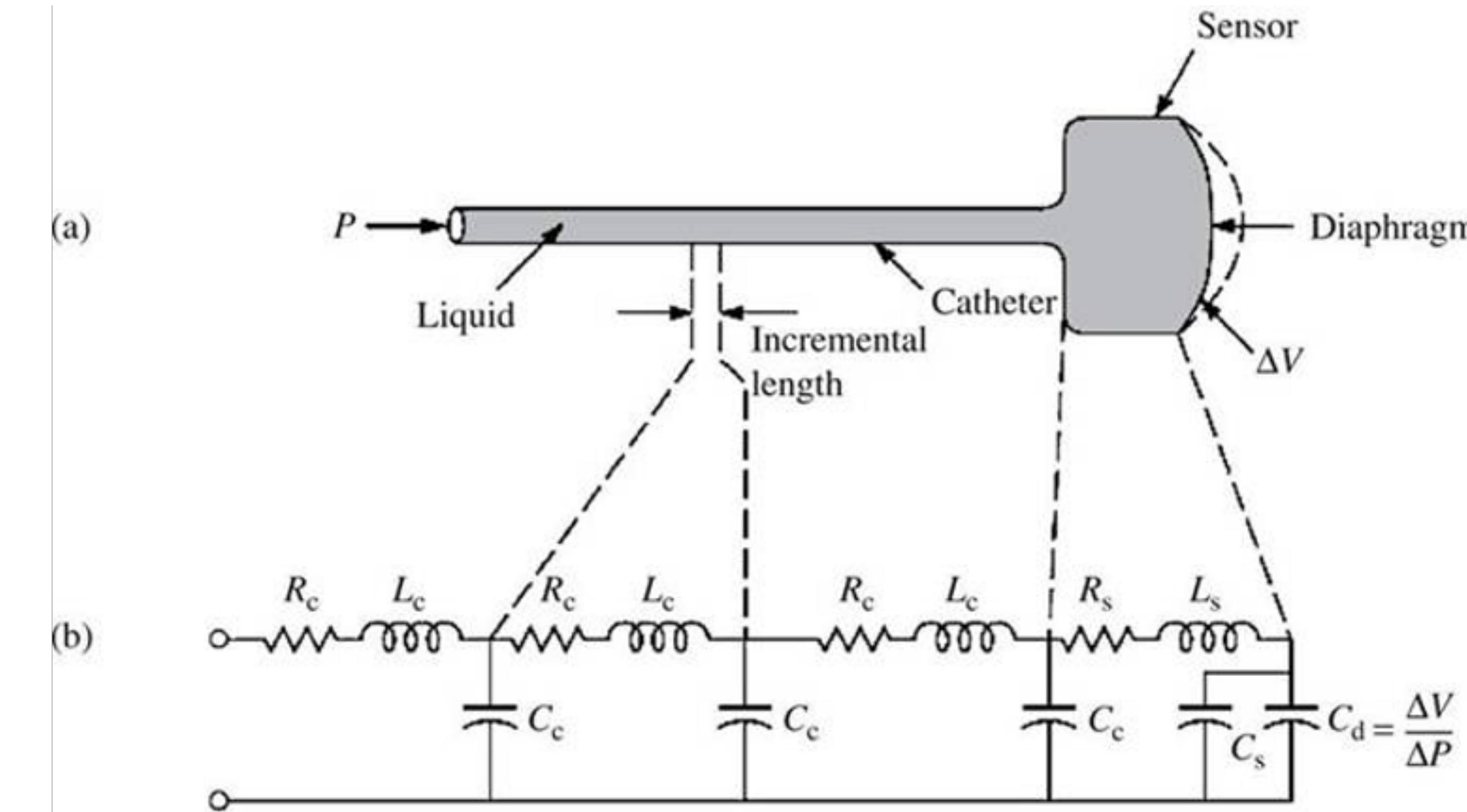
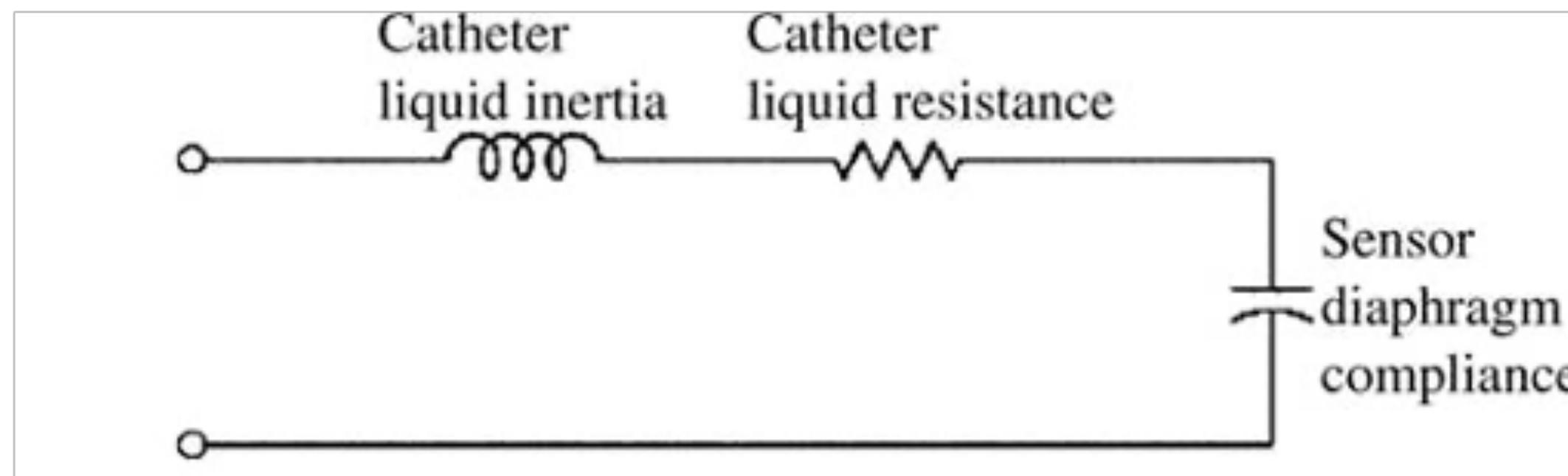
Errores de medición

- Error de configuración.
- Error de catéter.
- Coágulo de sangre.
- Calibración del transductor.

1. Aplicar una presión conocida (P_i) al transductor y leer la pantalla de presión (P_d) en el monitor.
2. Calcular el factor de calibración $F = P_i / P_d$.
3. Ingresar el valor de F en la entrada de ajuste del factor de calibración del monitor.
4. El monitor ahora está calibrado para usarse con este transductor en particular.

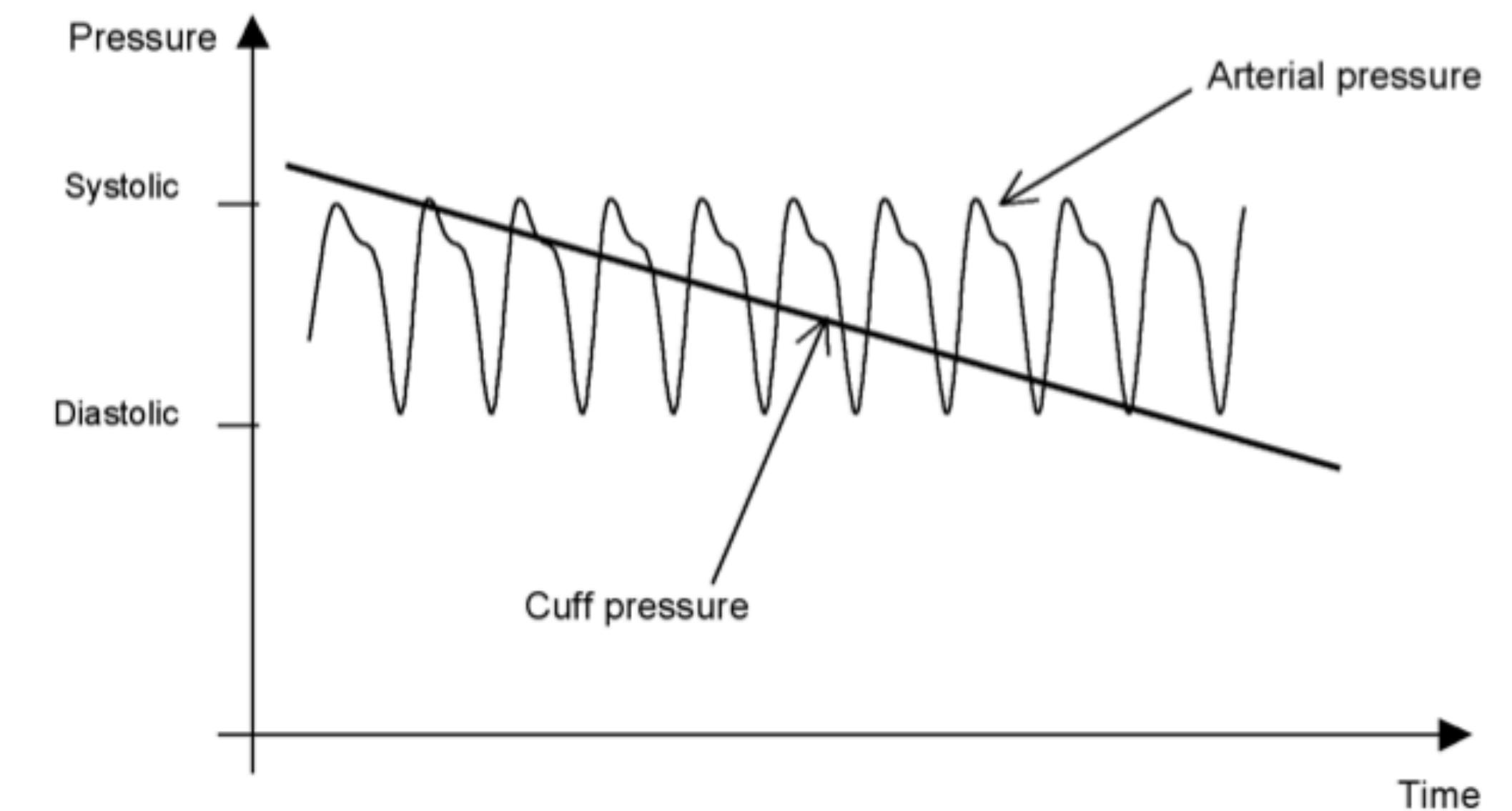
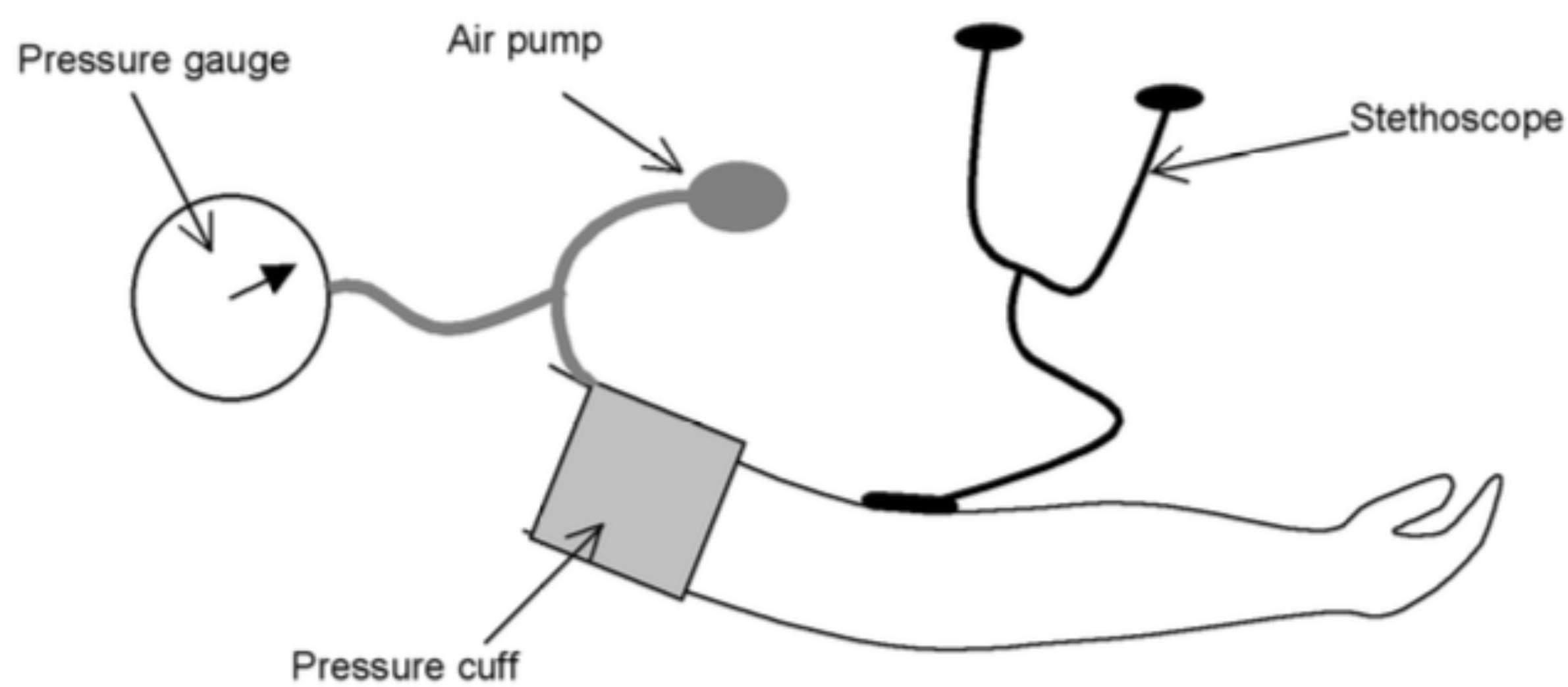


Análogo eléctrico del sistema catéter-sensor



Medición no invasiva de la presión sanguínea (NIBP).

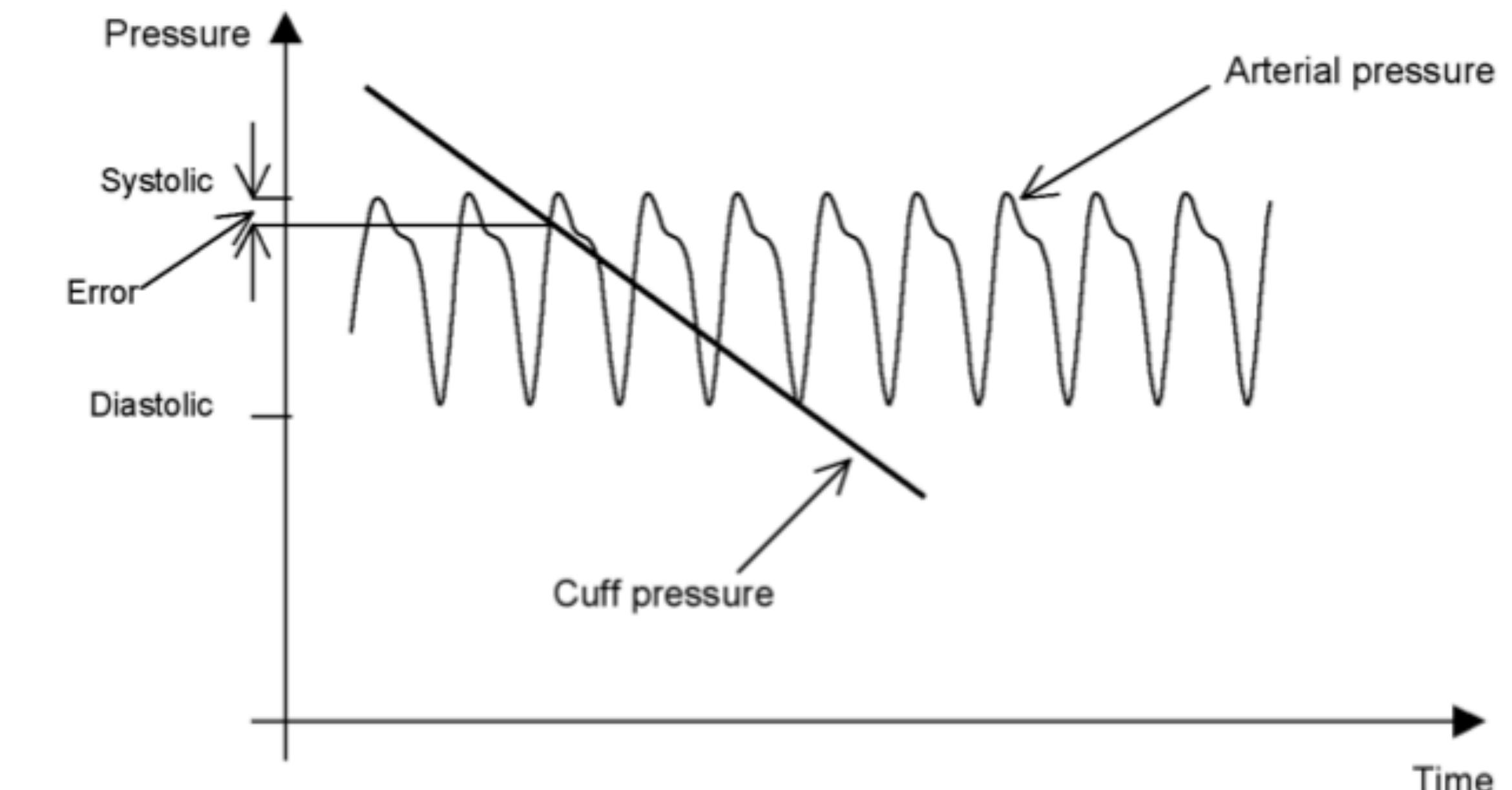
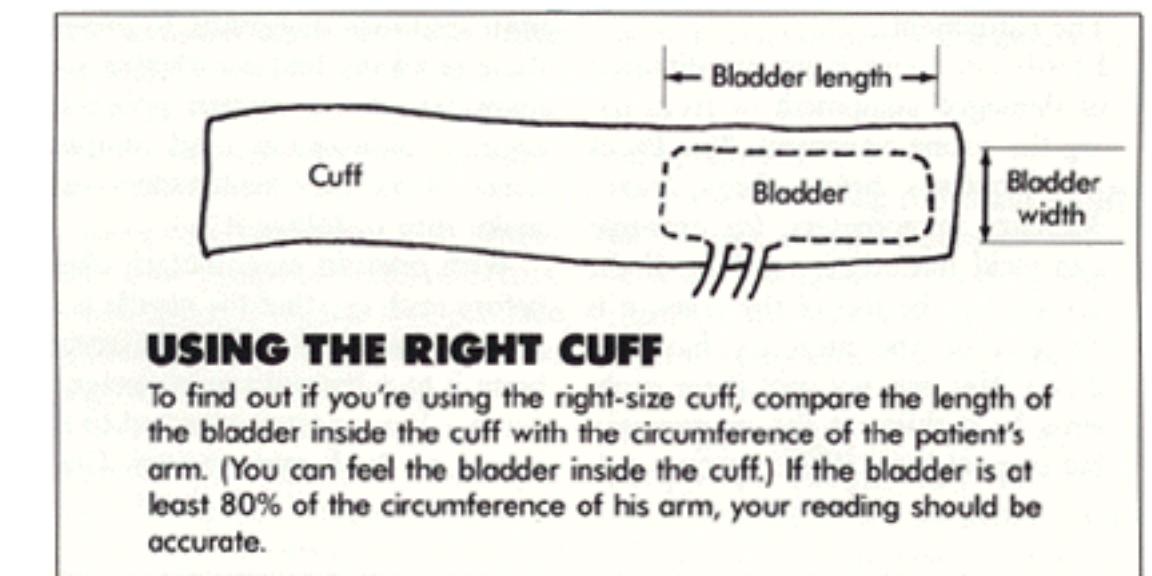
Método auscultatorio.



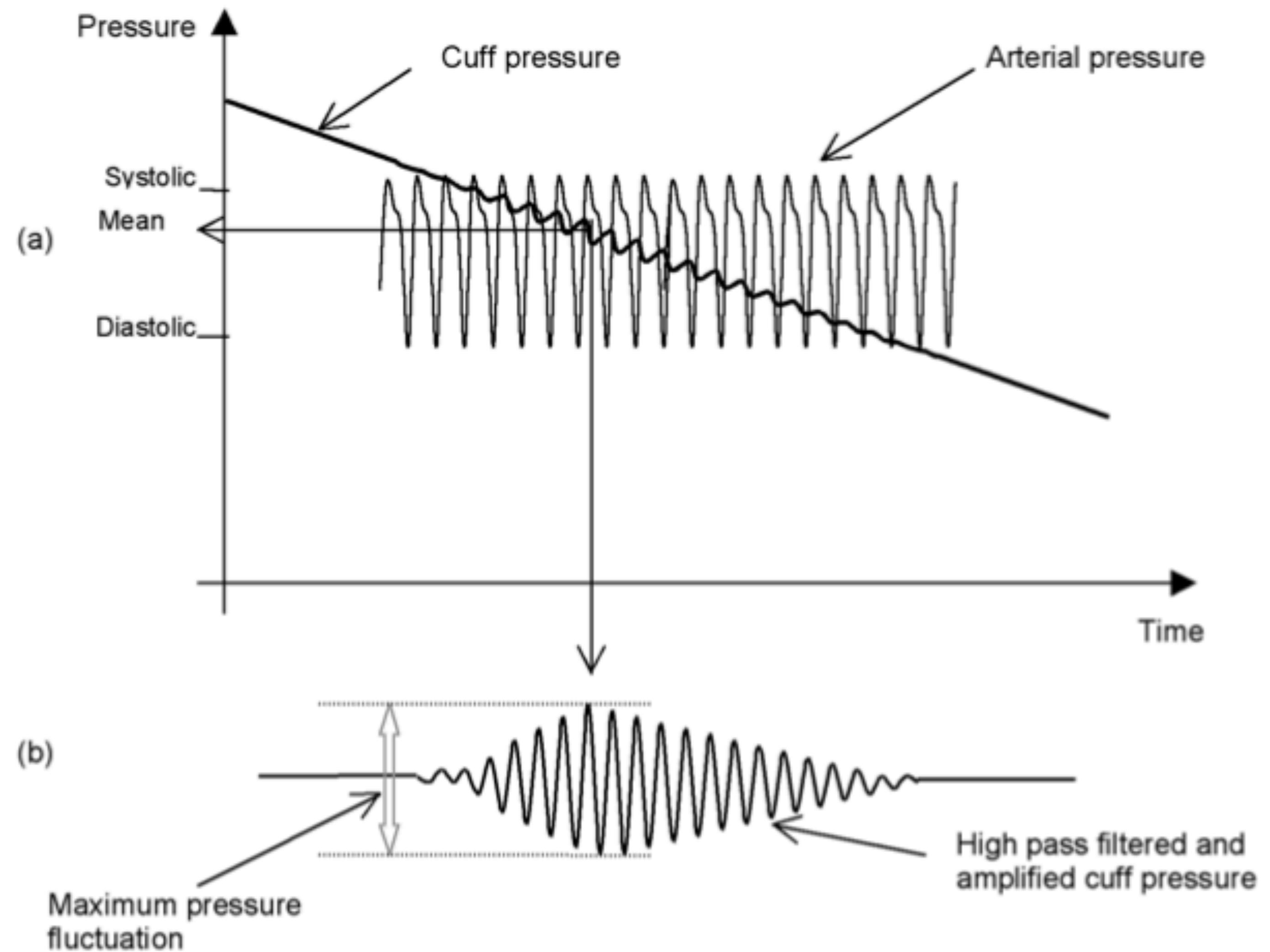
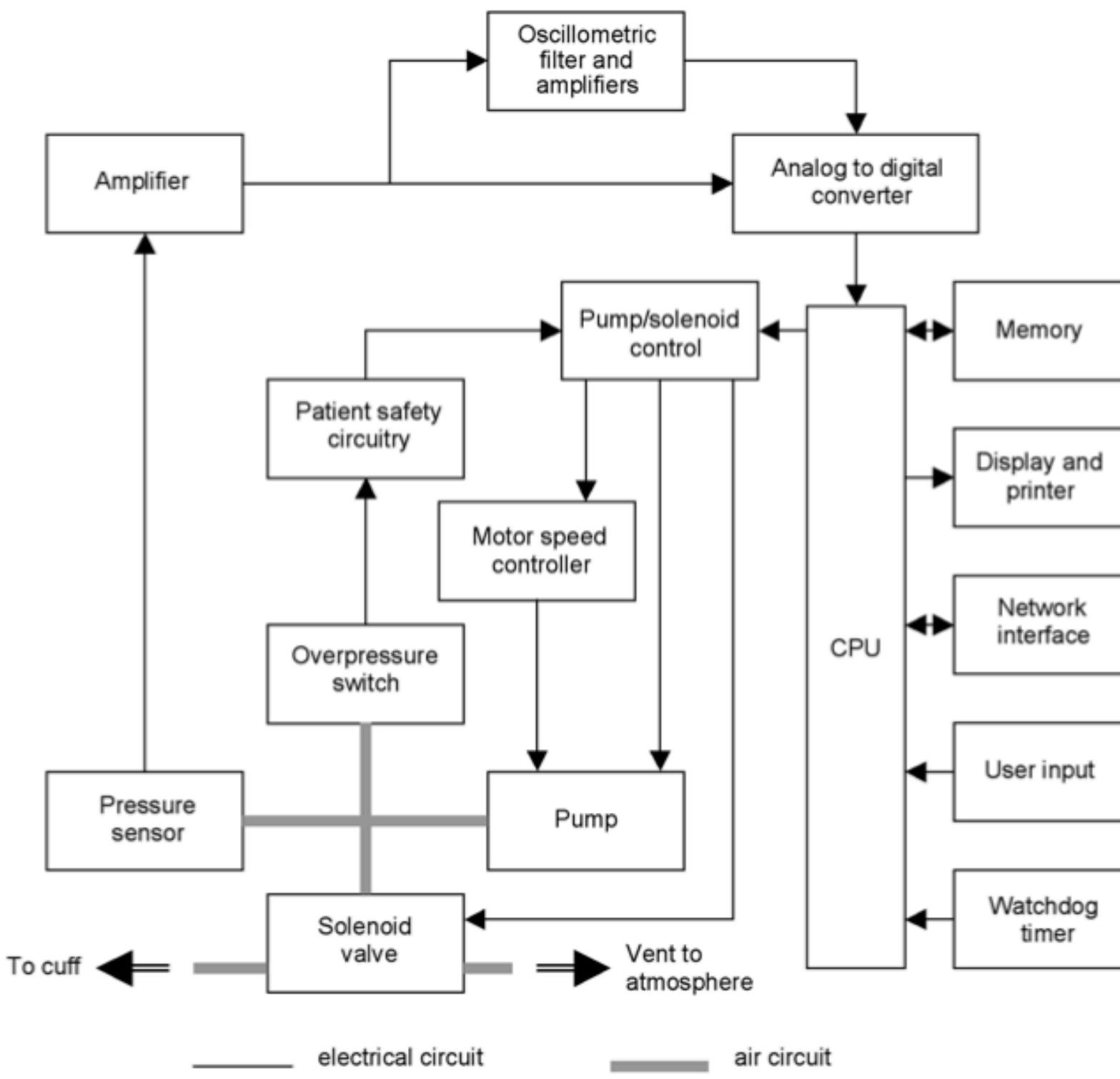
Método auscultatorio.

Limitaciones

- Los sonidos de Korotkoff están normalmente en el rango de menos de 200 Hz, donde la audición humana es normalmente menos aguda.
- Un tamaño de brazalete inadecuado o una colocación incorrecta pueden producir lecturas falsamente altas o bajas.
 - La American Heart Association (AHA) recomienda que la longitud de la vejiga debajo del manguito sea del 80% de la circunferencia de la extremidad del paciente y que el ancho de la vejiga sea del 40% de la circunferencia.
- Una tasa de desinflado del manguito demasiado rápida producirá una lectura errónea.
- Se sabe que los sonidos de Korotkoff desaparecen temprano en algunos pacientes y luego reaparecen cuando la presión del manguito desciende hacia la presión diastólica. Este fenómeno se conoce como brecha auscultatoria.
- El método auscultatorio puede determinar las presiones sistólica y diastólica pero no la presión arterial media.

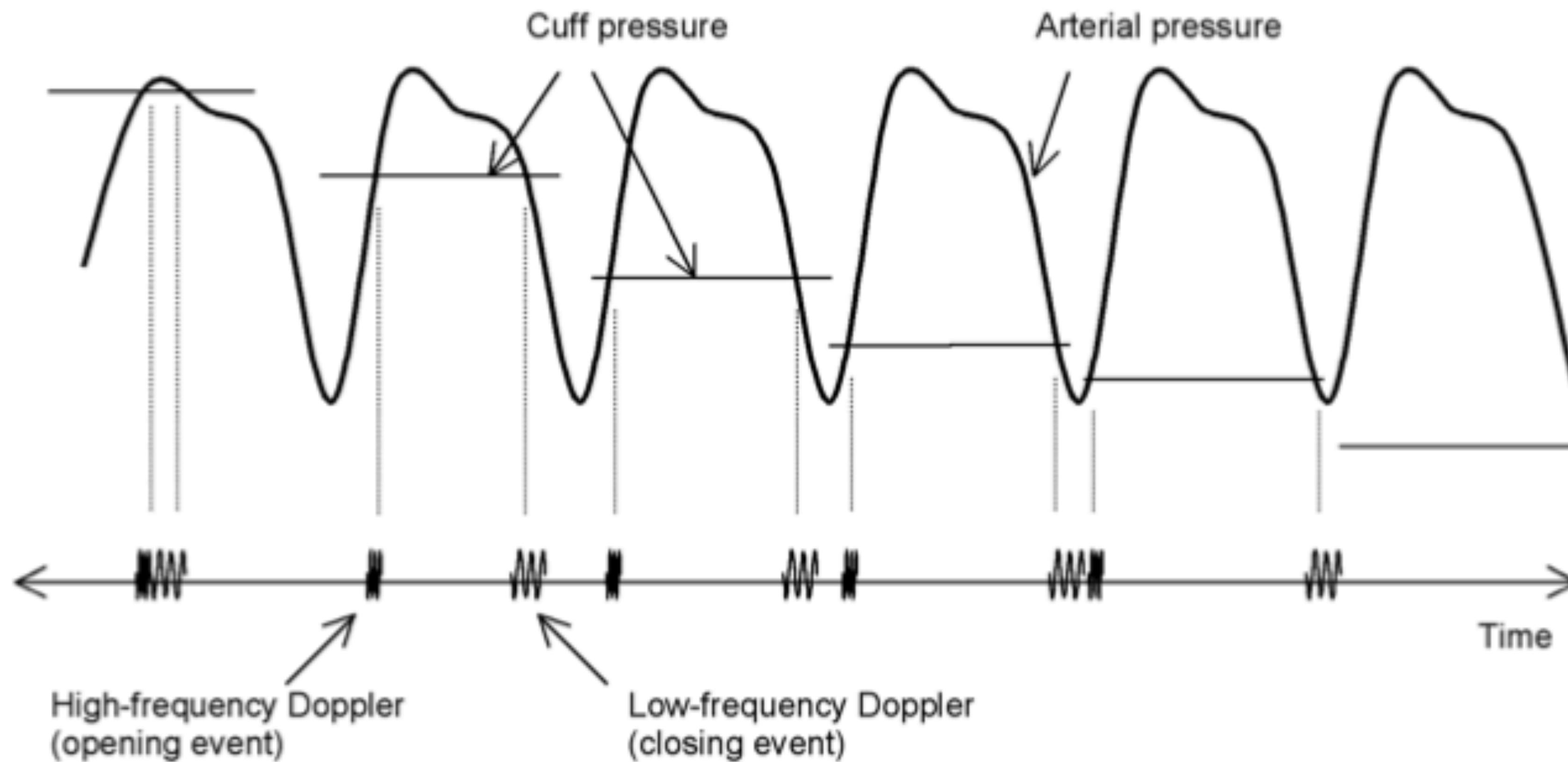


Método oscilométrico



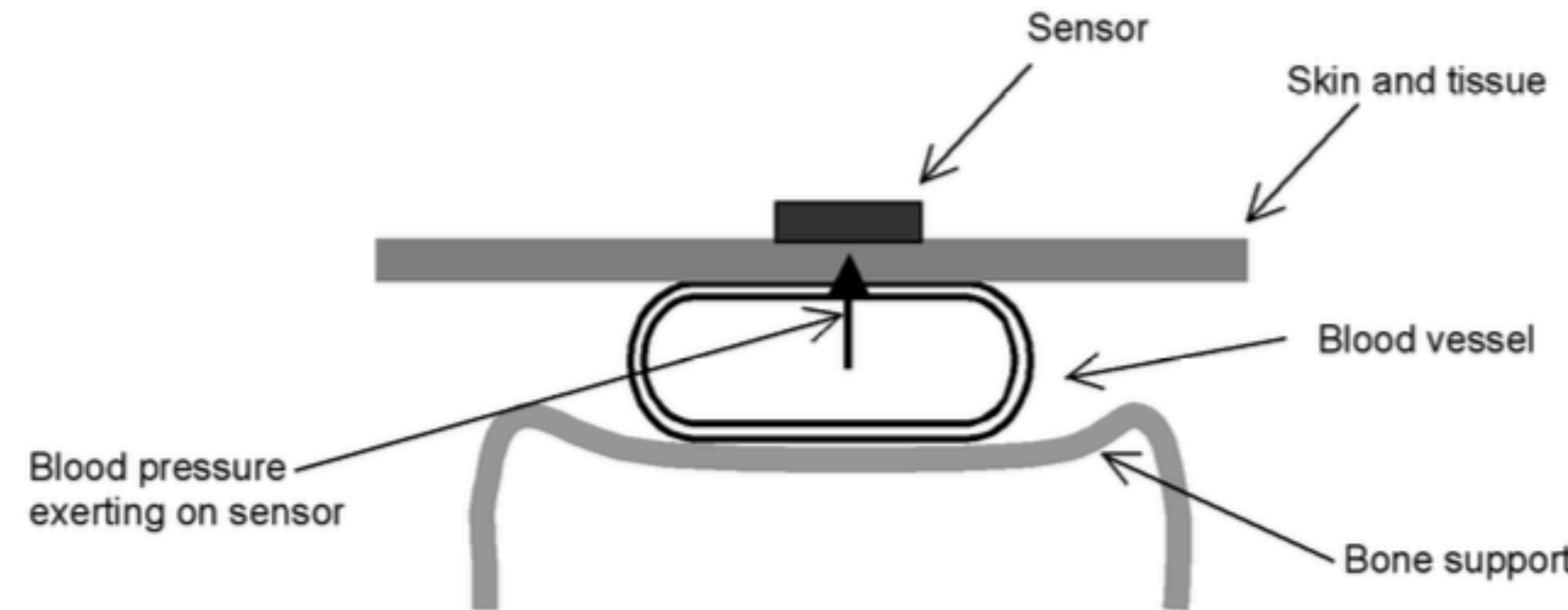
Otros métodos

Monitor de presión arterial por ultrasonido Doppler



Otros métodos

Tonometría arterial



Medición del gasto cardíaco.

El gasto cardíaco

- Es una medida del rendimiento del corazón y se utiliza para calcular muchas funciones hemodinámicas.
- Un monitor de gasto cardíaco permite medir el flujo sanguíneo del corazón.
- Existen muchos métodos directos e indirectos para medir el gasto cardíaco.
 - El método de dilución térmica se ha convertido en un procedimiento estándar para medir el gasto cardíaco en unidades de cuidados intensivos, quirófanos y Unidades de cuidados cardíacos.
 - El método de dilución térmica en la medición del gasto cardíaco es una aplicación del método de dilución del indicador basado en el principio de Fick.
 - El principio de Fick establece que la tasa Q de una sustancia entregada a un área con una corriente de fluido en movimiento es igual al producto de la tasa de flujo F del fluido y la diferencia en la concentración C de la sustancia en los sitios proximal y distal al área. Esto es:

$$Q = F (C_d - C_p)$$

El gasto cardíaco

- El gasto cardíaco (cardiac output, CO) es el volumen de sangre bombeada por el corazón por unidad de tiempo. Se calcula mediante:

$$CO = HR * SV$$

donde SV es el volumen sistólico (en litros) y HR (en latidos por minuto) es la frecuencia cardíaca.

- El CO se expresa comúnmente en litros por minuto (L/min).
- En reposo, un adulto normal puede tener CO entre app. 3 a 5 L/min.
- Durante el ejercicio intenso, tanto el HR como el SV aumentan (ejemplo, 25 L/min).
- El CO en reposo varía de una persona a otra y, a menudo, depende del tamaño corporal.

El gasto cardíaco

- El CO en reposo varía de una persona a otra y depende del tamaño corporal.
- Para facilitar la comparación, el CO a menudo se normaliza dividiéndolo por el peso o por el área de la superficie corporal del paciente.
 - Este último se llama **índice cardíaco** (en L/min/m²). Un índice cardíaco en reposo típico es de 3 L/min/m².
 - Superficie corporal en m² es

$$A = W^{0.425} * H^{0.725} * 0.007184,$$

donde W es el peso corporal en kg y H es la altura en cm.

- Por ejemplo, el área superficial de una persona de 70 kg y 1.7 m de altura es $A = 70^{0.425} * 170^{0.725} * 0.007184 = 1.73 \text{ m}^2$.

Método directo de Fick

- Considerado gold standard en la medición de gasto cardíaco.
- Utiliza oxígeno como indicador y asume que el flujo sanguíneo del ventrículo izquierdo es igual al flujo sanguíneo a través de los pulmones.
- Este método implica la medición de la tasa de absorción de oxígeno de los pulmones y el contenido de oxígeno de la sangre arterial y la sangre venosa.
- Bajo este principio, el volumen de flujo sanguíneo F a través del pulmón (gasto cardíaco) se puede obtener si la tasa de absorción de oxígeno Q y la diferencia en la concentración de oxígeno C_a de la sangre arterial y la concentración de oxígeno C_v de la sangre venosa son conocidos. Esto es,

$$F = Q(C_a - C_v)$$

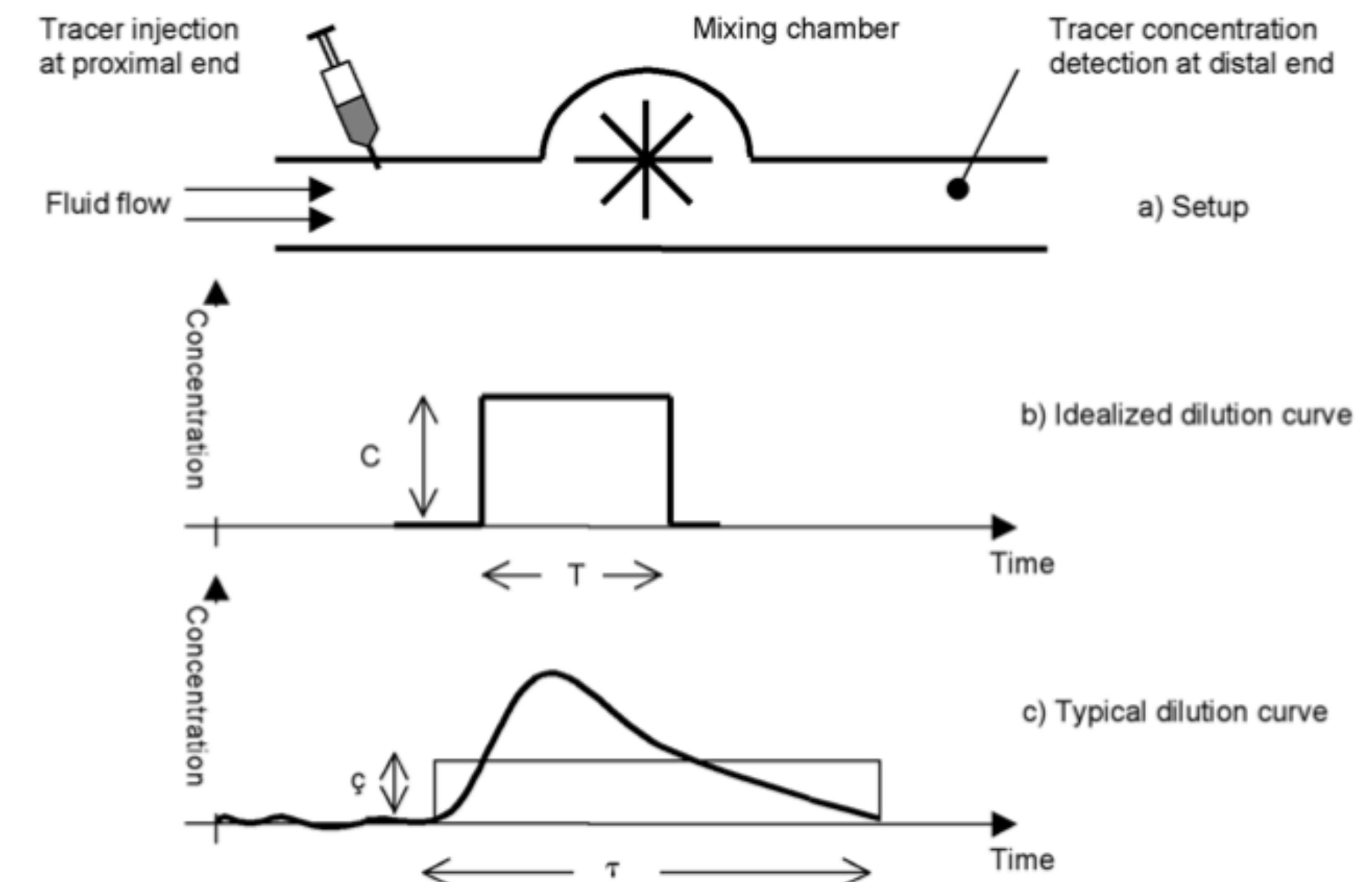
Método directo de Fick

- En la práctica, las muestras de sangre se extraen durante la medición del consumo de oxígeno.
- La sangre venosa se extrae de la arteria pulmonar y la muestra arterial se extrae de una de las arterias principales.
- El contenido de oxígeno de la sangre venosa y arterial se determina mediante análisis de laboratorio de estas muestras de sangre.
- El consumo de oxígeno Q se calcula a partir de la tasa de inhalación de gas y la diferencia de las concentraciones de oxígeno en el aire atmosférico y el aire espirado del paciente.
- La tasa de inhalación de gas se mide usando un espirómetro y la concentración de oxígeno del gas expirado se mide usando un analizador de oxígeno.
- A continuación, se calcula la tasa de flujo sanguíneo F, o gasto cardíaco.
- Durante el estudio, el sujeto debe estar en reposo durante todo el período de medición (app. 3 minutos) para evitar cambios transitorios en el flujo sanguíneo o en la tasa de ventilación.

Métodos de dilución de un indicador.

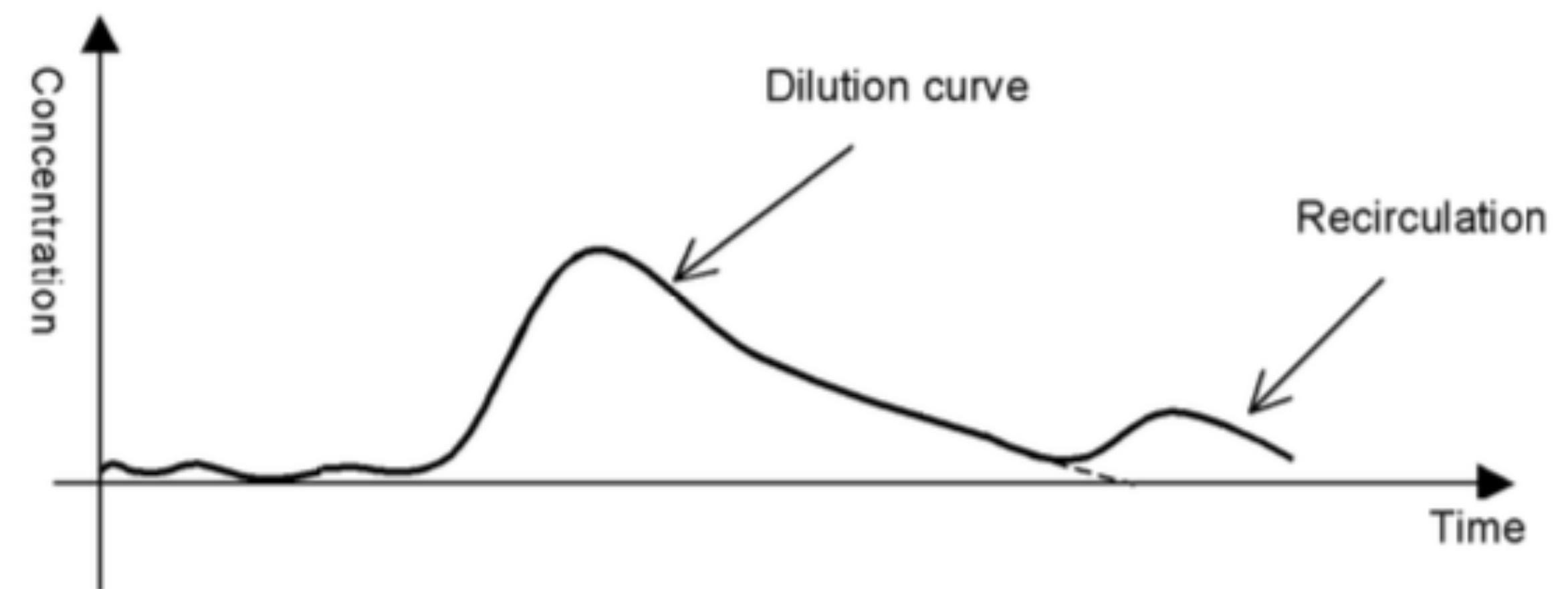
- Es una variación del principio de Fick.
- Este método se basa en la inyección “aguas arriba” de un trazador (o indicador detectable) en una cámara de mezcla y luego en la medición de la curva concentración-tiempo (o curva de dilución) del trazador “aguas abajo” de la cámara.
- El caudal de fluido F es proporcional a la cantidad de trazador m injectado e inversamente proporcional a la concentración C del trazador y la duración T de la curva de concentración. Esto es:

$$F = m / CT$$



Métodos de dilución de un indicador.

- Se usan dos tipos de indicadores: **difusibles y no difusibles**.
- Un indicador no difusible permanecerá en el sistema circulatorio durante un período de tiempo mucho más largo que un indicador difusible.
- La solución salina es un ejemplo de indicador **difusible**. Se puede medir con una celda de conductividad. Se estima que más del 15% de la sal se eliminará de la sangre en su primer paso a través del pulmón.
- La indocianina verde es un indicador **no difusible** que se puede detectar mediante sensores ópticos. Solo alrededor del 50% se pierde en los primeros 10 minutos mientras circula por el sistema cardiovascular.
- Las mediciones que utilizan un indicador **difusible** tienden a **sobreestimar** el gasto cardíaco, mientras que la recirculación de un indicador no difusible tiende a **subestimar** el gasto cardíaco.



Método de dilución térmica.

- El método de dilución térmica para medición del CO se basa en el método de dilución de un indicador (se usa calor como indicador).
- Se inyecta un volumen conocido de solución fría (dextrosa al 5% o solución salina) en la aurícula derecha.
- La pérdida de calor dH de la sangre durante el intervalo de tiempo dt es:

$$dH = C_B F \rho_B T_c dt$$

donde

C_B es la capacidad calorífica específica de la sangre,

F es la tasa de flujo sanguíneo (gasto cardíaco),

ρ_B es la densidad de sangre, y

T_c es el cambio de temperatura (a partir de la temperatura corporal) de la sangre en el tiempo t .



Método de dilución térmica.

- La pérdida total de calor de la sangre producto de la inyección de H es igual a la integral de la ecuación anterior:

$$H = \int_0^\infty dH = \int_0^\infty C_B F \rho_B T_c dt = C_B F \rho_B \int_0^\infty T_c dt = C_B F \rho_B A$$

donde $A = \int_0^\infty T_c dt$ es el área bajo la curva de dilución térmica.

- Dado que la pérdida total de calor de la sangre es igual a la ganancia de calor del inyectable, el aumento de calor del inyectable H_I se determina a partir de la condición previa a la inyección, si sabemos el volumen V_I , la densidad ρ_I , la capacidad calorífica específica C_I y la temperatura inicial T_I del inyectable. Esto es:

$$H_I = V_I C_I \rho_I (T_B - T_I).$$

- Ya que $H = H_I$, tenemos: $C_B F \rho_B A = V_I C_I \rho_I (T_B - T_I)$.

- Entonces,

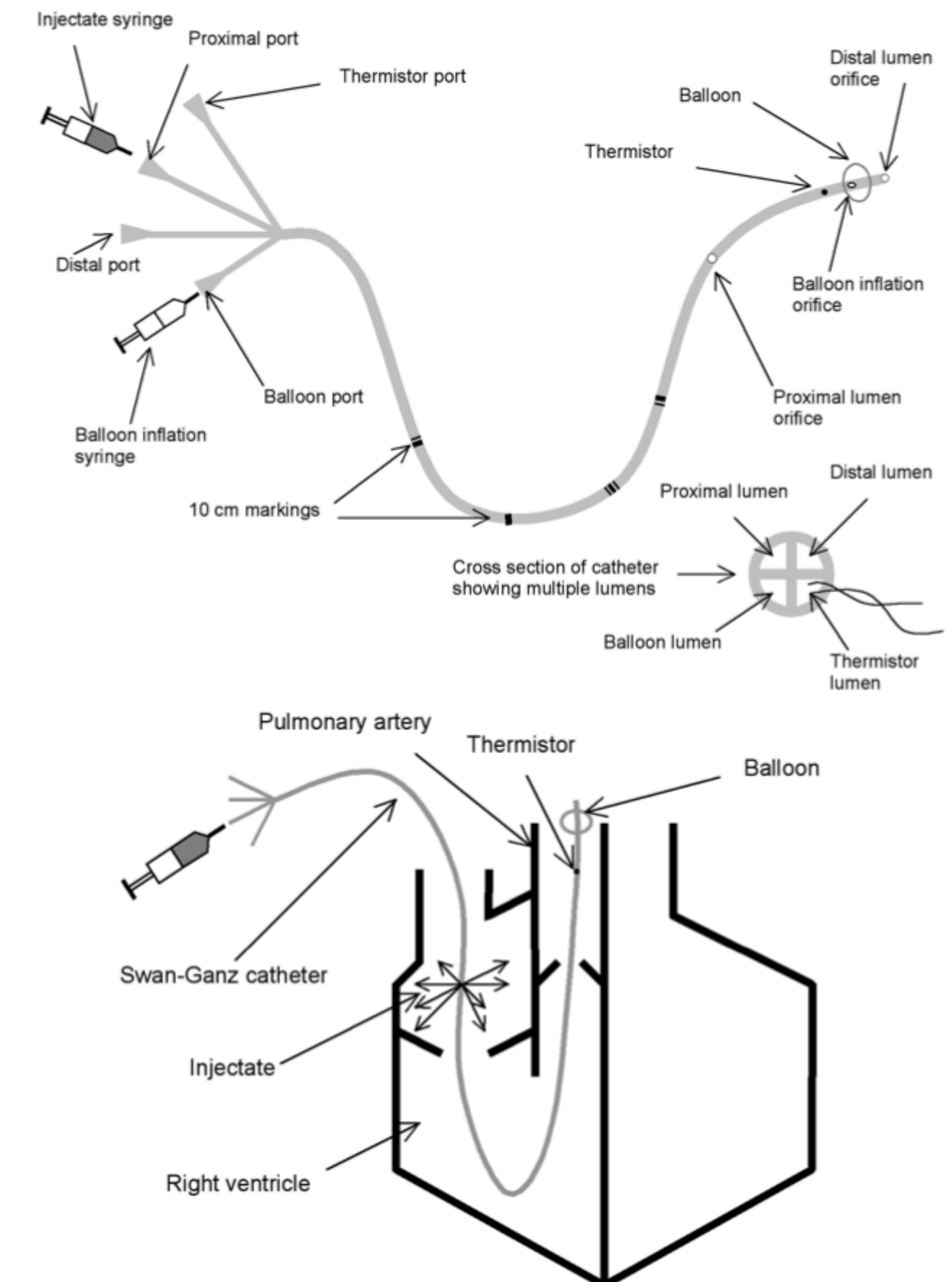
$$F = CO = \frac{V_I C_I \rho_I (T_B - T_I)}{C_B \rho_B A} = \frac{V_I K (T_B - T_I)}{A}, \text{ donde } K = \frac{C_I \rho_I}{C_B \rho_B}$$
 es una constante para un indicador en particular.

- Como el calor es un indicador difusible, se introduce un factor de corrección $K_I (<1)$ para compensar el efecto de calentamiento del indicador durante la medición. Entonces:

$$CO = \frac{V_I K_I K (T_B - T_I)}{A}$$

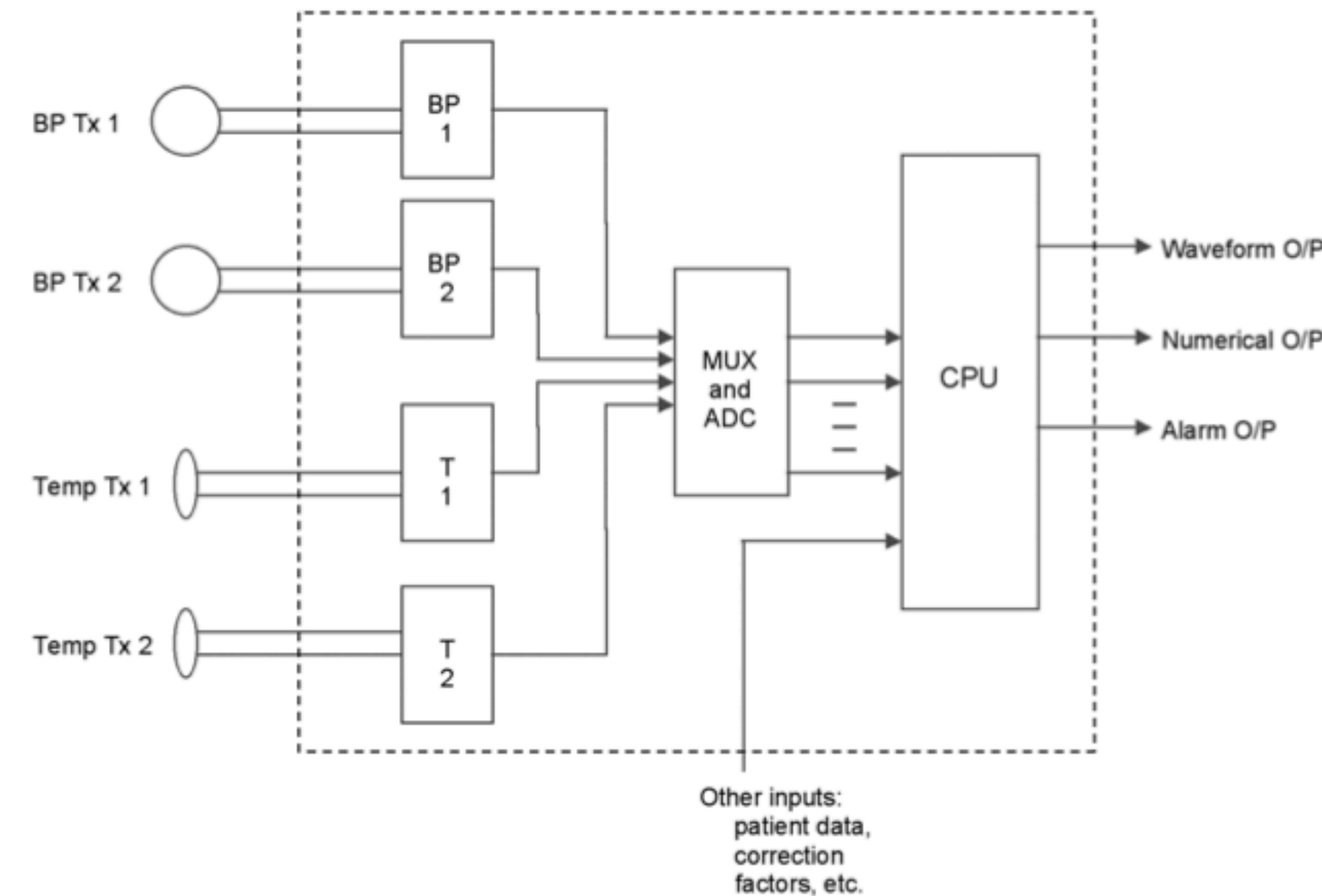
Método de dilución térmica.

- En la práctica, se utiliza un catéter especial llamado catéter Swan-Ganz para injectar un volumen conocido (por ejemplo, 5 ml) de dextrosa fría en la aurícula derecha del corazón.
 - Los procedimientos para medir el gasto cardíaco con un catéter Swan-Ganz son:
1. Cree un acceso intravascular a una vena (subclavia o yugular interna).
 2. Inserte el extremo distal del catéter en la vena e inflé ligeramente el globo.
 3. Continúe insertando el catéter en la vena. El globo será arrastrado por el flujo sanguíneo para atravesar la aurícula derecha, la válvula tricúspide, el ventrículo derecho, la válvula pulmonar y el interior de la arteria pulmonar.
 4. La posición del catéter puede estimarse mediante las marcas distantes del catéter y verificarse mediante: fluoroscopia de rayos X, o monitoreo de cambios característicos en la onda de presión arterial.
 5. Desinflé el globo.
 6. Conecte el catéter al monitor de gasto cardíaco.
 7. Prepare un inyectable (solución salina o dextrosa DW5–5%) y mida la temperatura del inyectable (generalmente de 0 a 5 ° C).
 8. Inyecte un volumen fijo de inyectado (por ejemplo, 5 ml) a una velocidad uniforme (durante un período de 2 a 4 segundos) en el puerto de inyección.
 9. El monitor de CO mostrará el cambio de temperatura en función del tiempo (curva de dilución térmica) y calculará el CO.
 10. Es posible que se requieran varias mediciones (y promediar los resultados) para obtener una lectura confiable.



Método de dilución térmica.

Diagrama de bloques



Método de dilución térmica.

Fuentes de error de medición.

- Espacio muerto del catéter y calentamiento del inyectable.
- Momento de la inyección (sincronización con la respiración).
- Tasa de inyección.
- Volumen de inyección.
- Temperatura de inyección.
- Posición del termistor.
- Frecuencia de inyección y recirculación.
- Administración intravenosa.

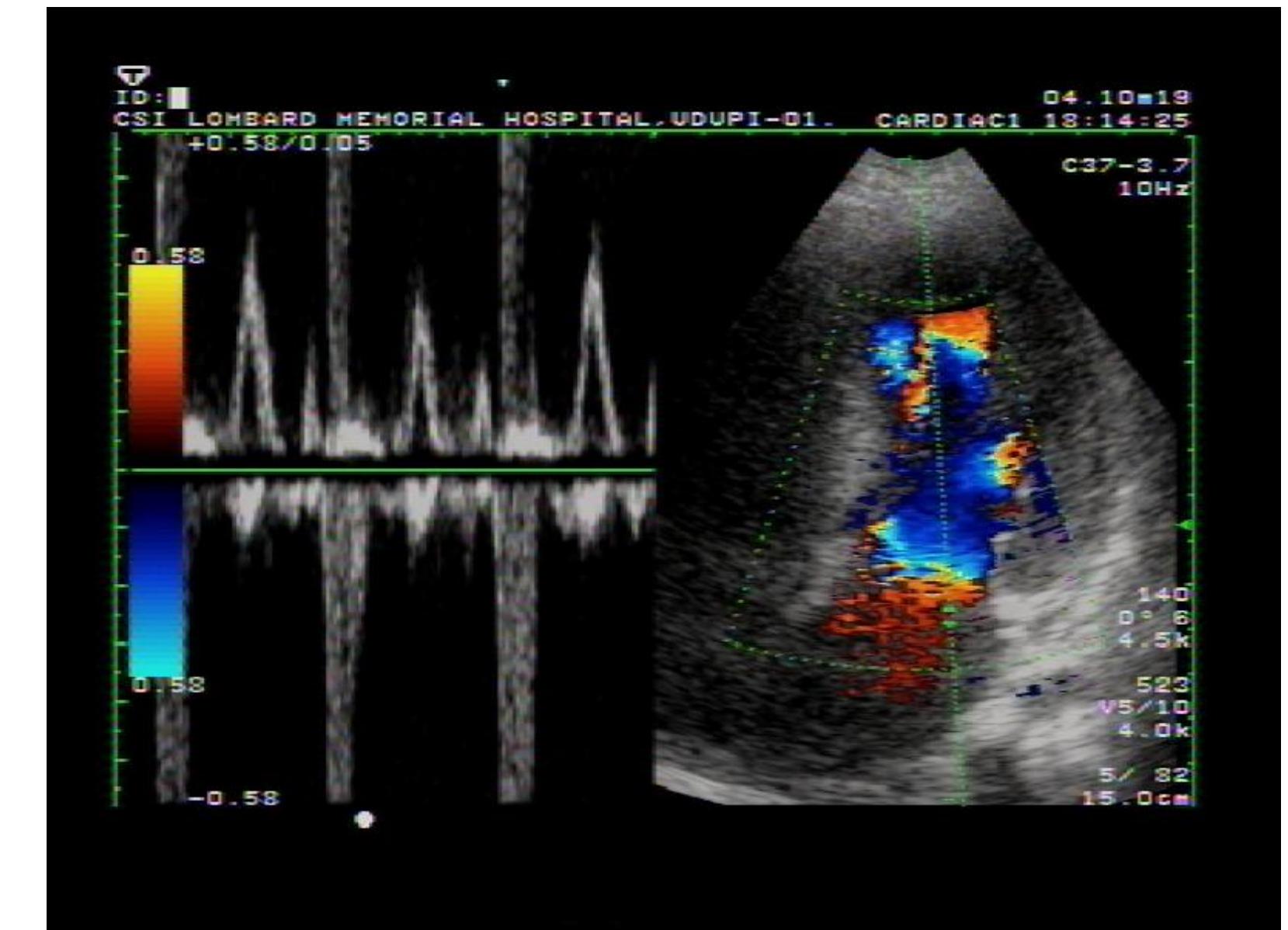
Ecocardiografía Doppler

- El volumen dV que fluye a través de una válvula cardíaca:

$$dV = Avdt = \frac{\pi d^2}{4} vdt$$

donde

- A es el área de la sección transversal de la válvula,
- v es la velocidad de la sangre (determinada por ecocardiografía Doppler),
- d es el diámetro de la válvula (determinado por ecocardiografía).
- El volumen sistólico total es la suma de los volúmenes que atravesaron la válvula durante todo el momento de un ciclo cardíaco.



Mediciones en el sistema respiratorio.

Introducción.

- La función principal de los pulmones es intercambiar gas entre el aire inspirado y la sangre venosa.
- El aire se inhala por acción voluntaria o involuntaria y se presenta a un lado de la membrana de los alvéolos; la sangre venosa está del otro lado de la membrana.
- El intercambio de gases entre el aire y la sangre se produce a través de esta membrana. En el proceso, se elimina el dióxido de carbono y se introduce oxígeno en el torrente sanguíneo.
- Para un adulto normal, esta barrera sangre-gas es inferior a 1 μm y tiene una superficie total de unos 100 m^2 .
- El nivel y la frecuencia respiratoria están controlados por la presión parcial de dióxido de carbono y oxígeno, así como por el pH de la sangre arterial.

Mecánica respiratoria.

- El pulmón es elástico y colapsará si no se mantiene expandido.
- El músculo más importante para la inspiración es el diafragma.
 - Cuando se contrae, el contenido abdominal se empuja hacia abajo y hacia adelante aumentando la dimensión vertical de la cavidad torácica.
 - Los músculos intercostales externos se contraen y tiran de las costillas hacia arriba y hacia adelante, provocando un ensanchamiento del diámetro transversal del tórax.
 - En la respiración tidal normal (o respiración pasiva), el diafragma desciende aproximadamente 1 cm.
 - En la respiración forzada, puede ocurrir un descenso total de hasta 10 cm.
 - Durante la respiración activa (por ej. durante el ejercicio intenso), los músculos abdominales desempeñan un papel importante en la espiración al empujar el diafragma hacia arriba.
 - Los músculos intercostales internos ayudan a la espiración activa tirando de las costillas hacia abajo y hacia adentro, lo que reduce aún más el volumen de la cavidad torácica.
 - Las enfermedades que causan problemas en estos músculos o los nervios que inervan estos músculos crean trastornos en la respiración.

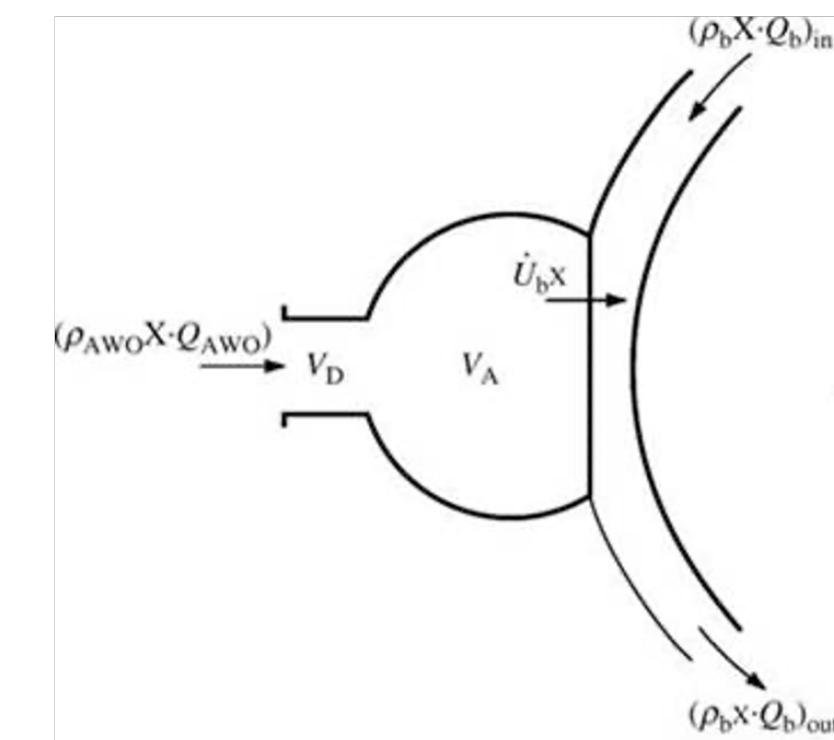
Medición de la función respiratoria.

- La medición de parámetros de la respiración comprende procesos donde están involucrados los pulmones y que están relacionados con el intercambio de gases entre la sangre y la atmósfera.
- La medición de variables asociadas con estos procesos le permite a los profesionales de la salud:
 - Conocer el estado funcional del sistema respiratorio (vías aéreas, pulmones y pared torácica).
 - Intervenir en dicha función.
- La función respiratoria se evalúa en dos escalas de tiempo:
 - Días - años: Los parámetros resultantes de test de función pulmonar del sujeto son comparados con estándares en una población de sujetos normales/enfermos.
 - Minutos - horas: Parámetros tomados típicamente en unidades de cuidados intensivos.

Modelado de la función respiratoria.

- Modelos de la función respiratorio se dividen en dos categorías:
 - **Transporte de gases en los pulmones (incluyendo las vías aéreas y capilares pulmonares):** Se focaliza en cambios en las especies y flujo de gases.
 - **Mecánica respiratoria:** Se focaliza en variables como presión, volumen pulmonar y tasa de cambio en dicho volumen.
 - Obviamente, estas dos categorías están altamente interrelacionadas, por tanto, modelos y mediciones se complementan.

Unidad básica de transporte de gases del sistema pulmonar.

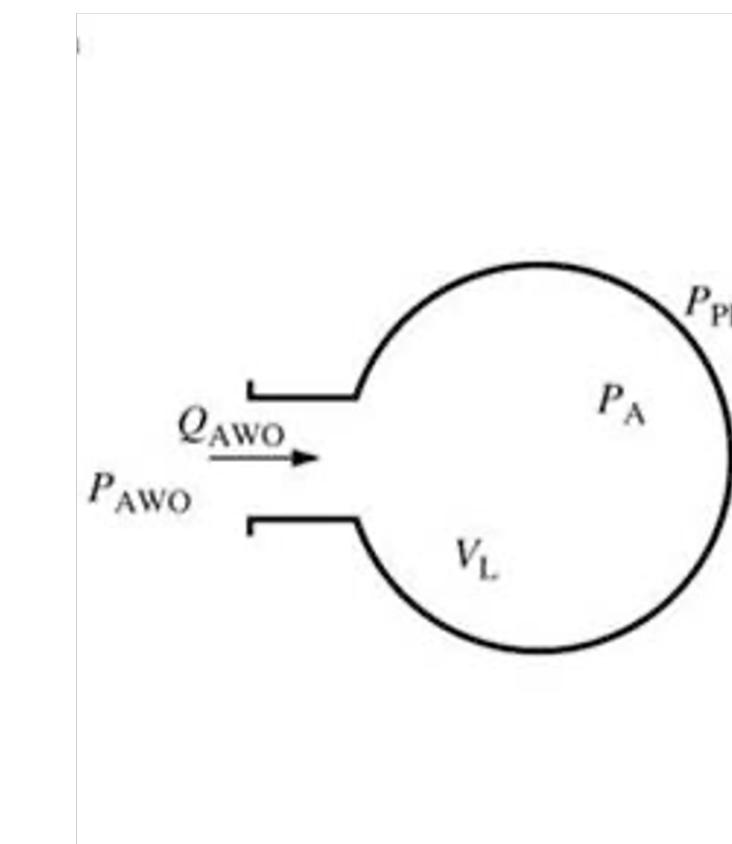


$(\rho_X \cdot Q)$ es el flujo molar de X a través de la abertura de la vía aérea, awo, y la red de sangre capilar pulmonar.

U_{bx} es la tasa neta de captación molar, es decir, la tasa neta de difusión de X en la sangre.

VD y VA son el volumen del dead-space y el volumen alveolar, respectivamente.

Unidad mecánica básica del sistema pulmonar.



PA es la presión dentro del pulmón (en el compartimento alveolar). PPL y PAWO son las presiones en la superficie pleural de los pulmones y en la apertura de las vías respiratorias, respectivamente.

VL es el volumen del espacio de gas dentro de los pulmones, incluidas las vías respiratorias;

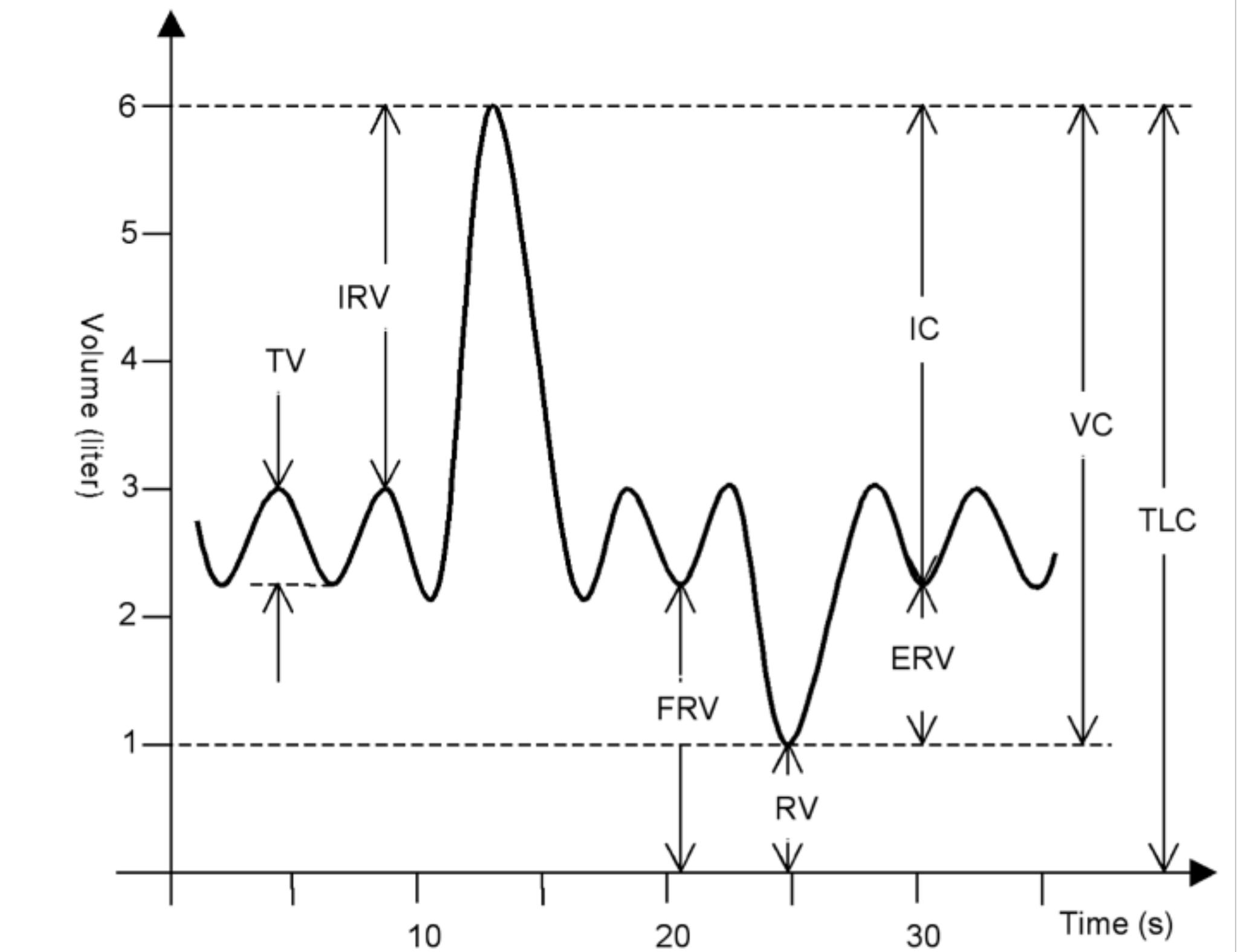
QAWO es el flujo volumétrico de gas hacia los pulmones medido en la apertura de las vías respiratorias.

Variables medibles del sistema respiratorio.

- Sólo un subconjunto limitado de variables relacionadas con la dinámica respiratoria son posibles de medir directamente.
 - Flujo de gas a través de la boca y nariz (volumen de gas respirado).
 - Presión en la boca, nariz y superficie del cuerpo.
 - Presiones parciales de varios gases que pasan a través de la boca y nariz.
 - Gases en sangre (in vitro).
 - Temperatura.
- El resto de variables deben ser inferidas a partir de las mediciones anteriores.
- Un ejemplo de esto es la medición del volumen pulmonar que es inferido de manera rutinaria del flujo de gas medido en la boca o nariz.

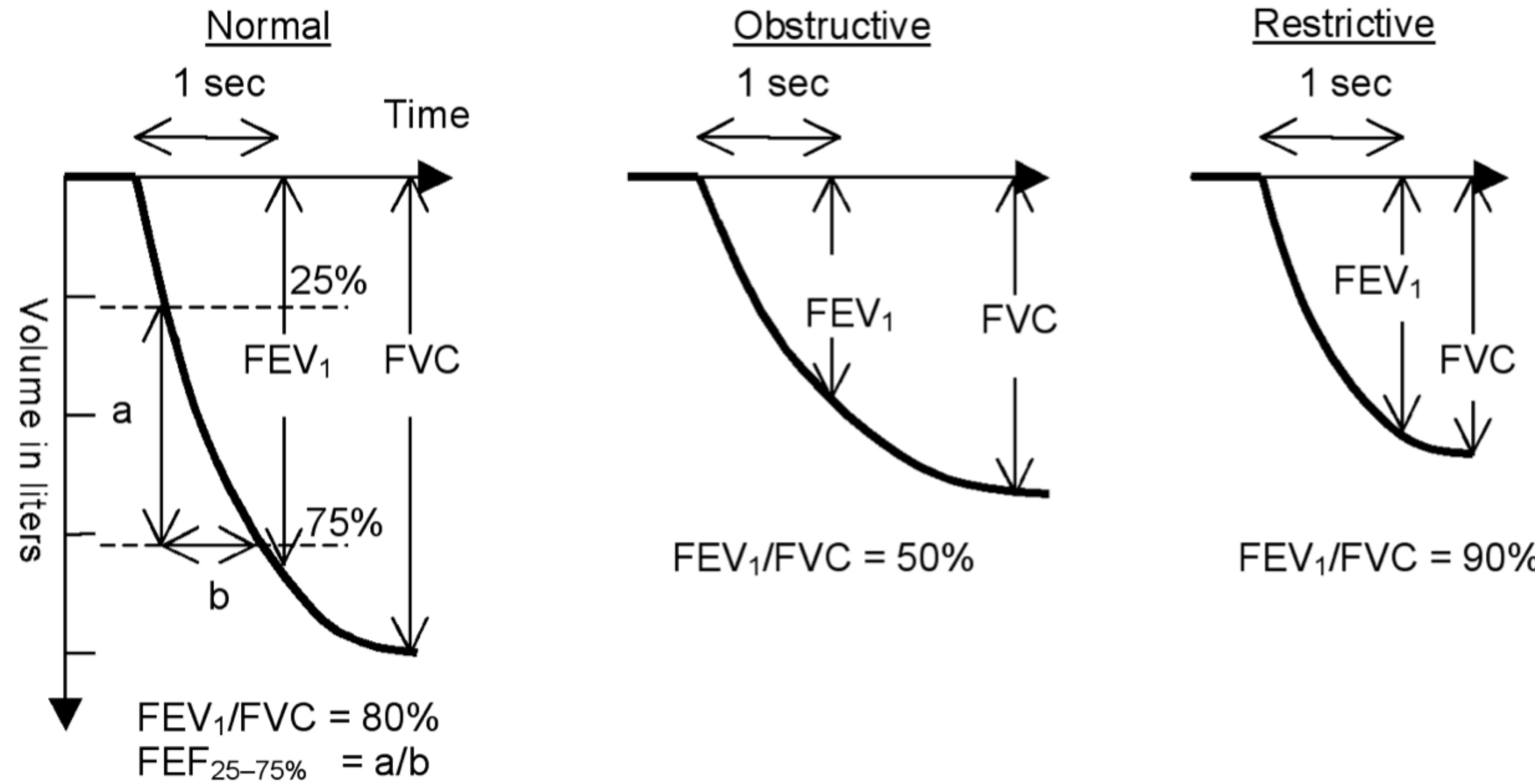
Parámetros de la respiración.

- Capacidad pulmonar, la frecuencia respiratoria, la presión intratorácica, la resistencia de las vías respiratorias y la distensibilidad pulmonar (compliance o elasticidad pulmonar).
- Forma de onda de la respiración, concentración de dióxido de carbono al final de cada respiración y sus variaciones.



Capacidades pulmonares

Medición del volumen espiratorio forzado.



Volumen funcional residual y volumen del espacio muerto.

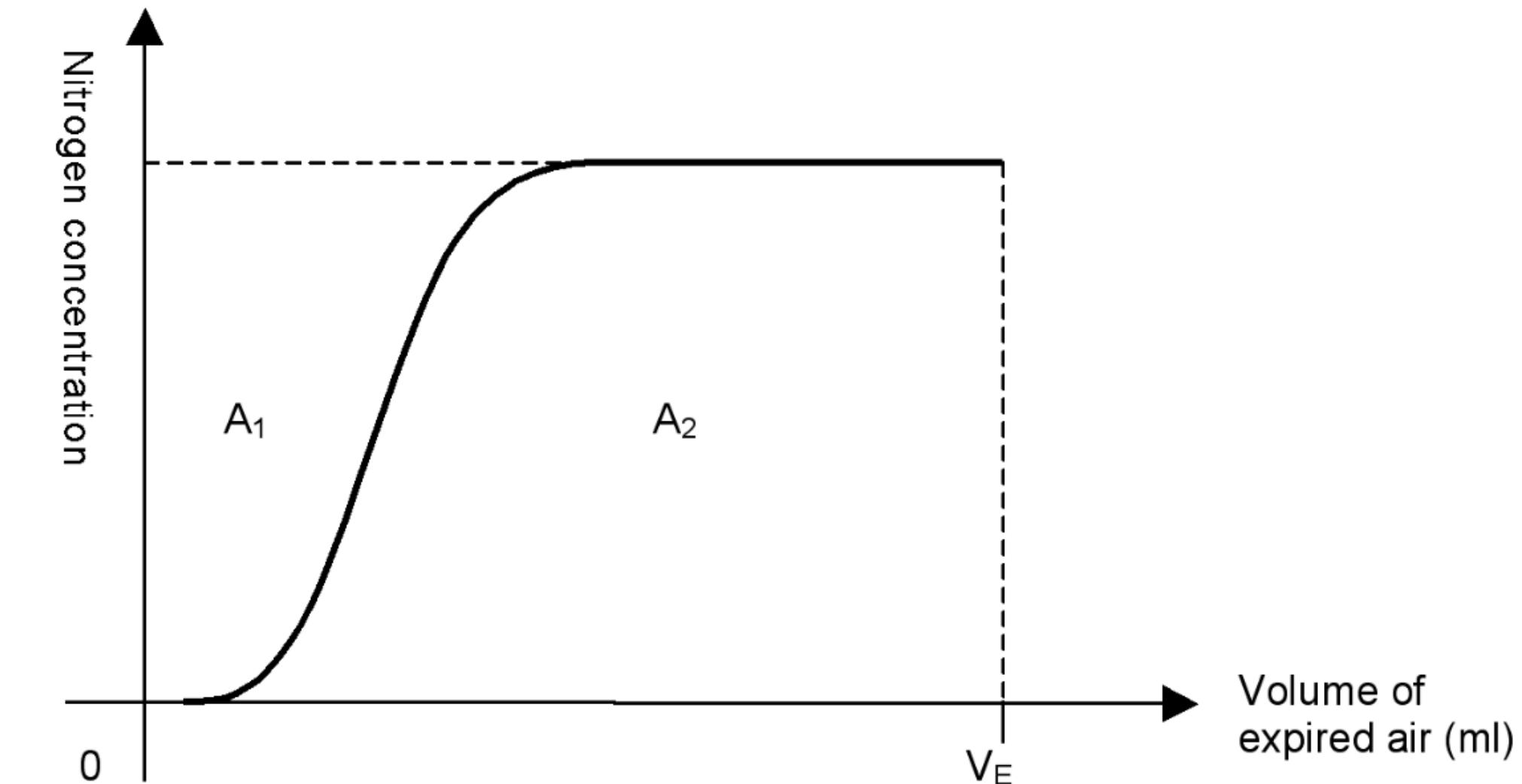
Volumen Funcional Residual (FRV) -
método de dilución de Helio.

$$\text{FRV} = \left(\frac{C_{\text{iHe}}}{C_{\text{fHe}}} - 1 \right) V$$

donde V es el volumen del contenedor con mezcla aire/Helio. La concentración de Helio es C_{iHe} .

C_{fHe} es la concentración de Helio de la mezcla espirada luego de varios ciclos de respiración.

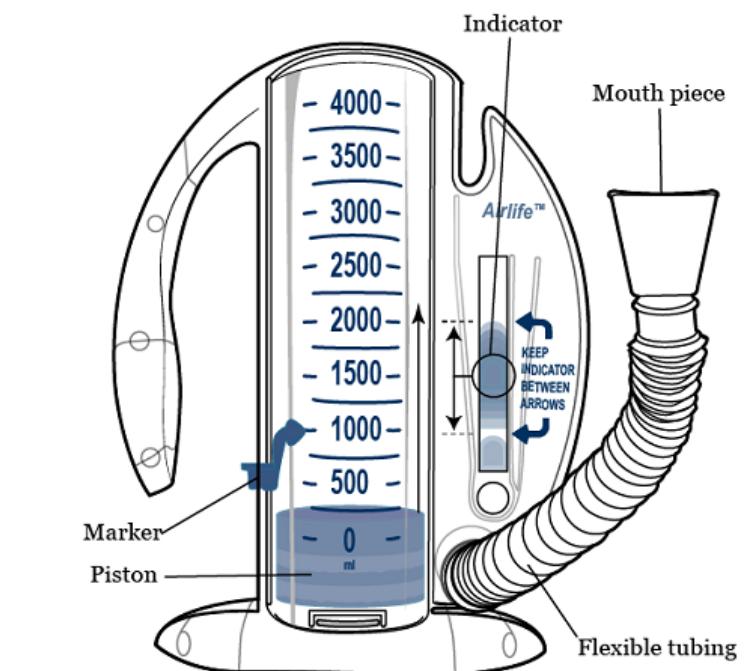
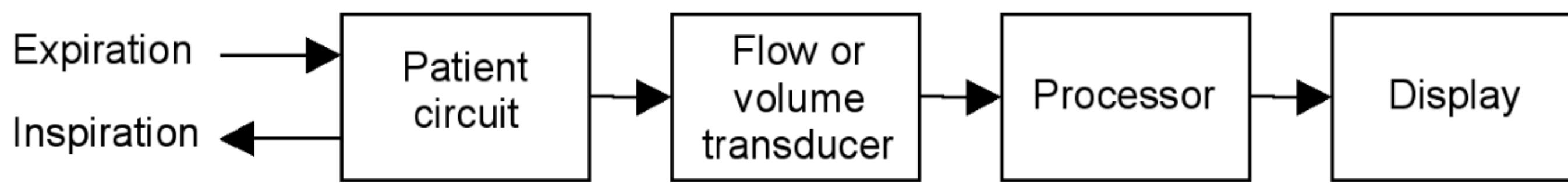
Medición del volumen de aire del “espacio muerto” en base a Nitrógeno.



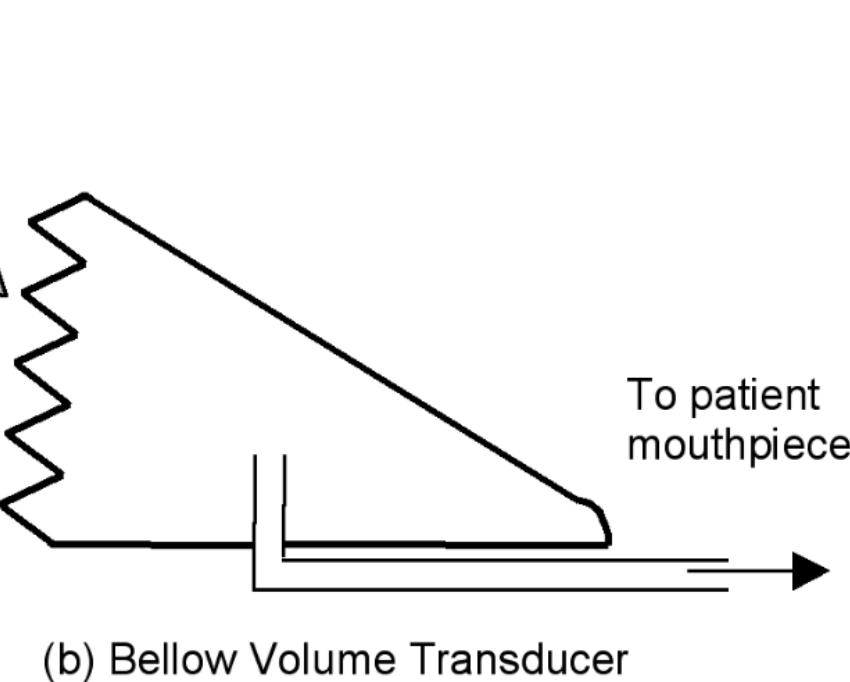
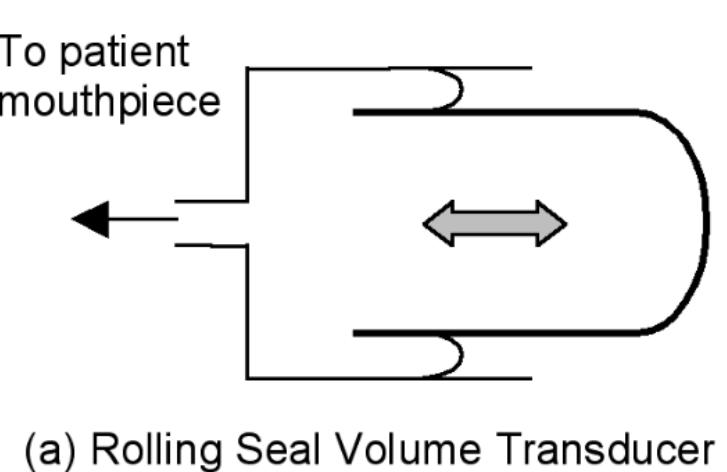
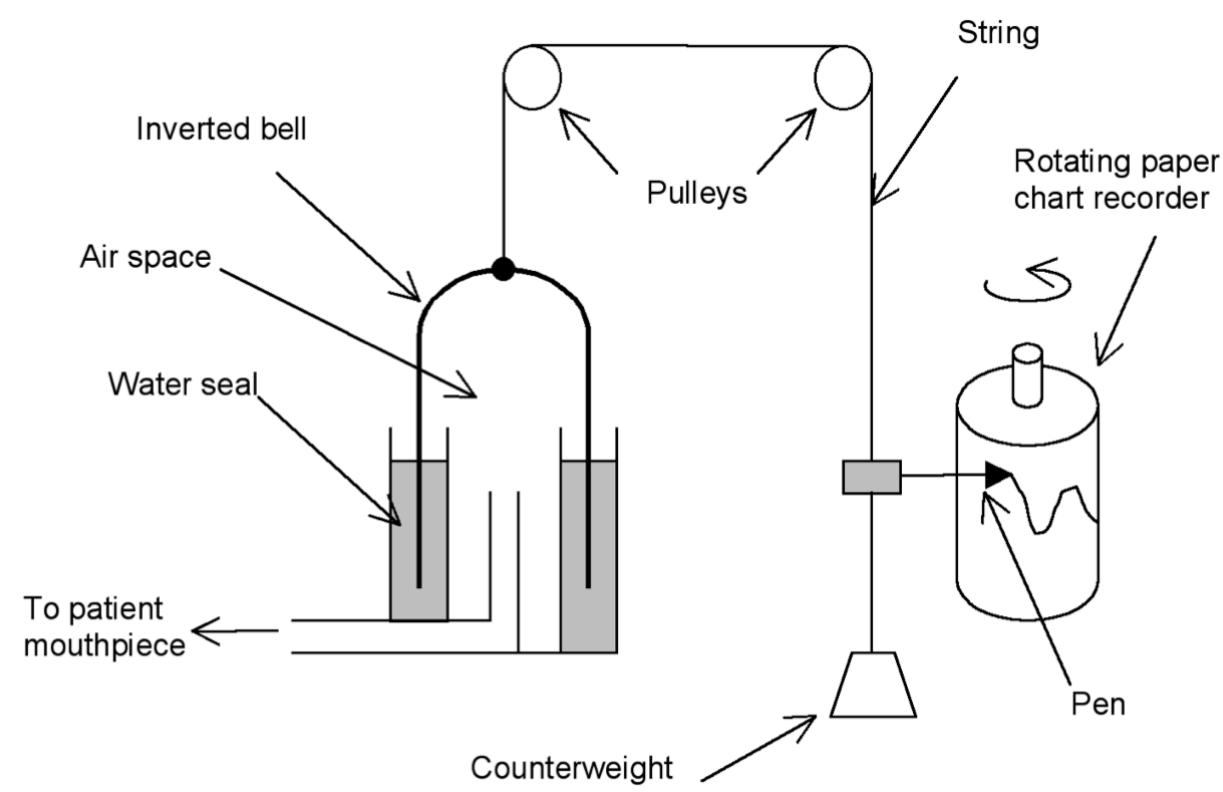
$$V_D = \left(\frac{A_1}{A_1 + A_2} \right) V_E$$

donde V_E es el volumen total de aire espirado.

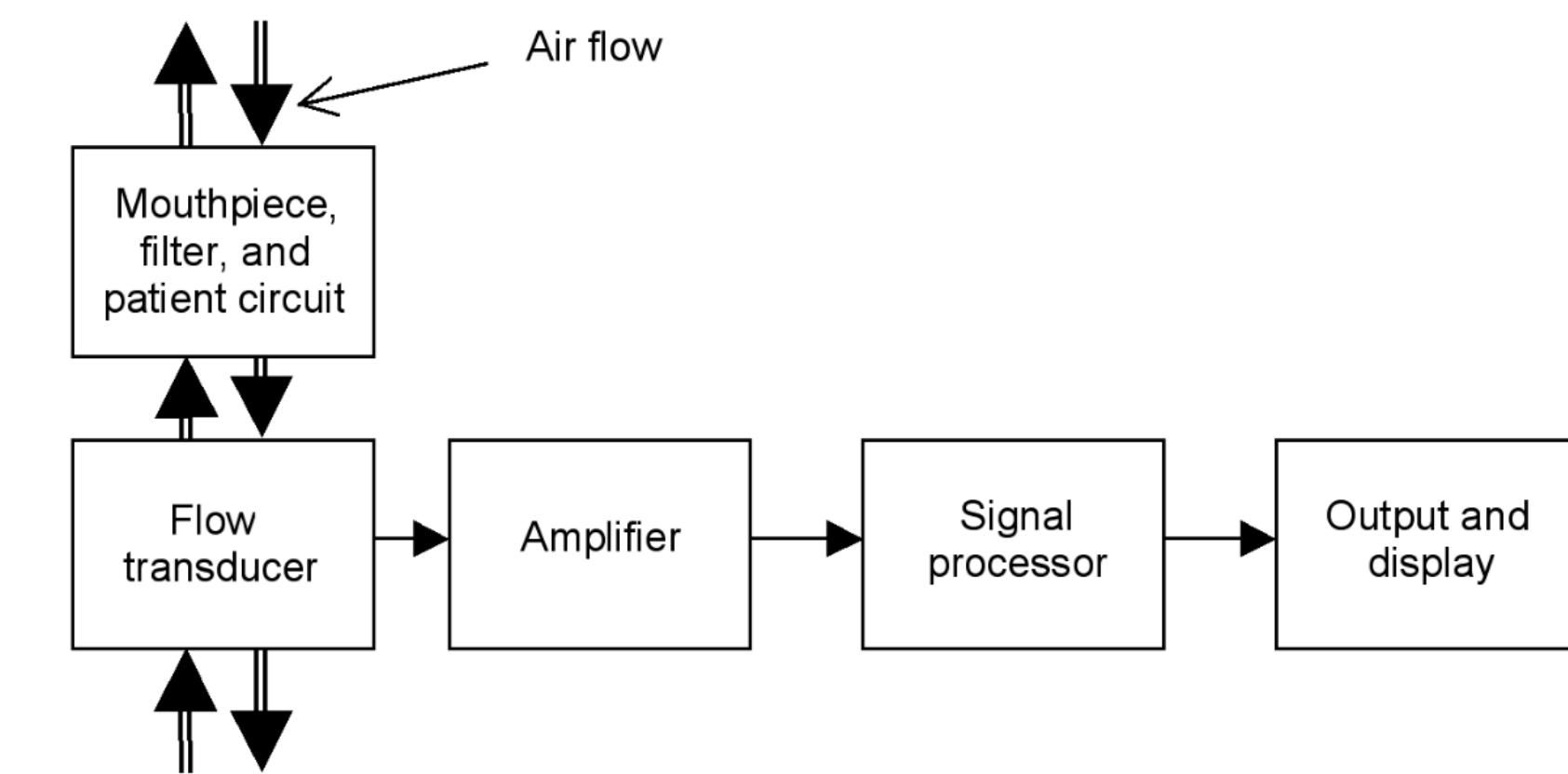
Espirómetros



Transductores de volumen



Transductores de flujo



Espirómetros

$$V = V_t \left(\frac{273 + 37}{273 + t} \right) \left(\frac{P_B - P_{H_2O}}{P_B - 47} \right)$$

donde:

t es la temperatura del gas en el espirómetro en °C

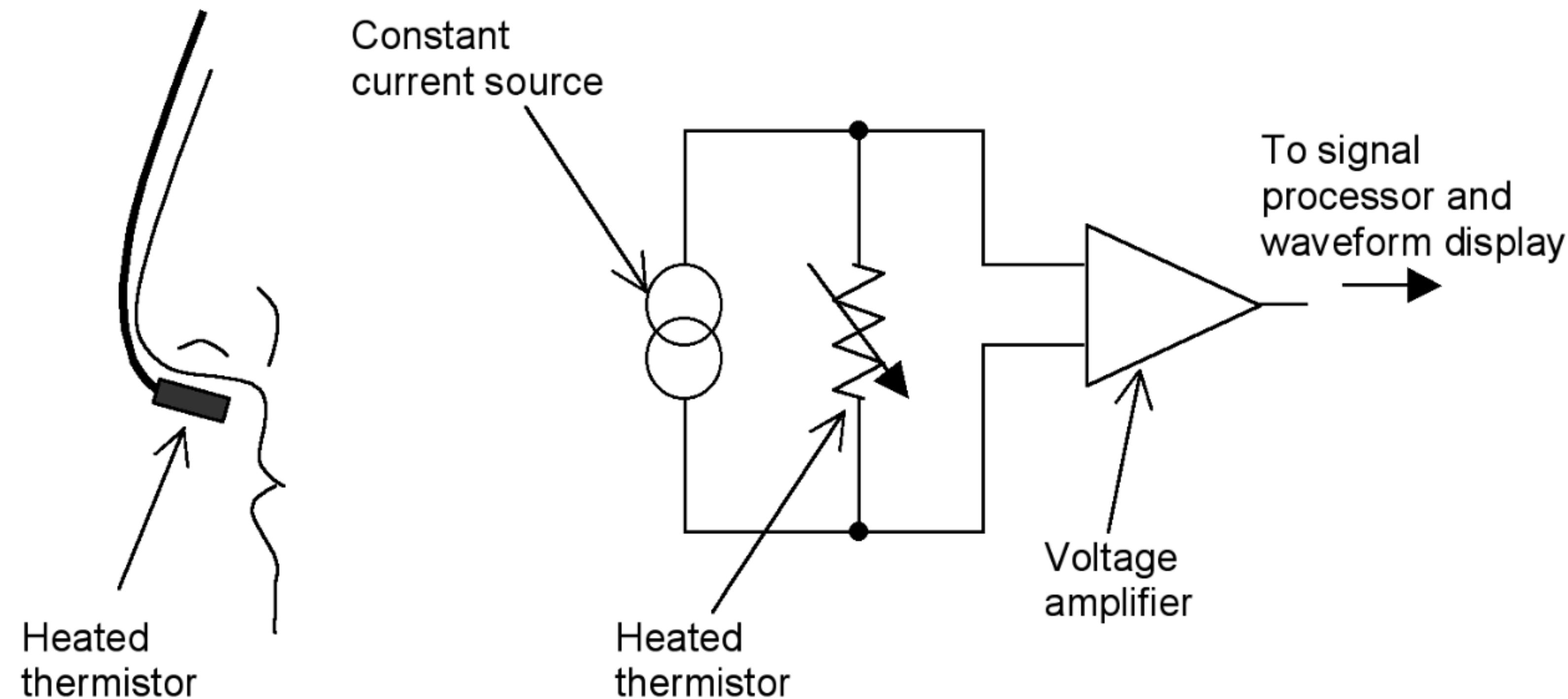
Vt es el volumen medido con el espirómetro

PB es la presión barométrica en mmHg

PH2O es la presión en mmHg del vapor de agua del gas en el espirómetro

Monitoreo de la respiración

Método basado en termistor



Monitoreo de la respiración

Método neumográfico de impedancia

