

CAPÍTULO I:

CONCEPTOS DE INSTRUMENTACIÓN BIOMÉDICA

En este primer capítulo se expondrán la importancia que tiene la instrumentación biomédica en la captura de señales biológicas, las características generales que debe cumplir un instrumento biomédico para su diseño, las partes que lo componen, así como las distintas clasificaciones de instrumentos biomédicos que existen.

1. 1 INTRODUCCIÓN

Uno de los objetivos de la instrumentación biomédica es la captura de las señales biológicas. Como ejemplos de señales biológicas se tienen los biopotenciales, presión, flujo, temperatura, concentración de iones, entre otros. Sensar y cuantificar estas variables no es simple. Por esto es necesario la implementación de circuitos electrónicos y el uso de transductores. La instrumentación biomédica es entonces un campo multidisciplinario que requiere conocimiento en diversas áreas como electrónica digital y analógica, teoría de control, sistemas y señales, seguridad eléctrica y biocompatibilidad de materiales, entre otros.

1. 2 SISTEMA GENERALIZADO DE INSTRUMENTACIÓN BIOMÉDICA

La mayor diferencia de un sistema de instrumentación biomédico con otros de uso industrial u aplicación no biológica, es que la fuente de las señales es un ser vivo. Esta particularidad implica parámetros de diseño específicos para la captura de las señales. La figura 2 ilustra el esquema general de un sistema de instrumentación biomédico.

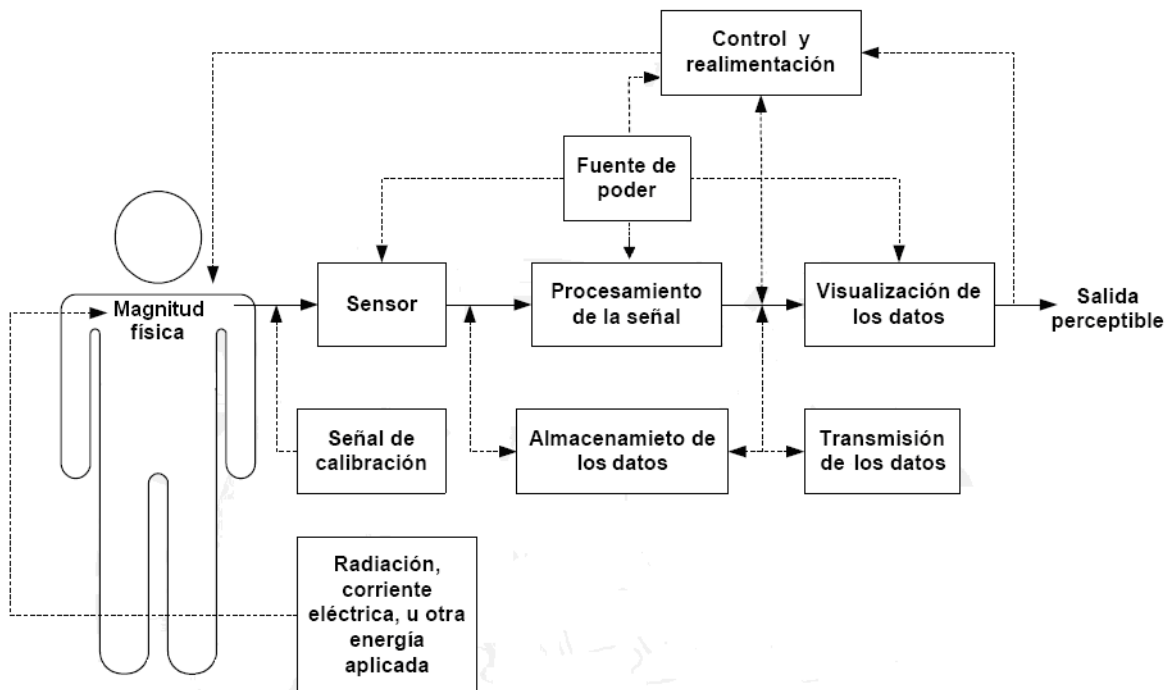


Figura 2. Diagrama de bloques del esquema general de un sistema de instrumentación biomédico.

La magnitud física hace referencia a la cantidad o propiedad física objeto de la medición. Las magnitudes de importancia médica pueden clasificarse como: biopotenciales, presión, flujo, dimensiones, desplazamiento (velocidad y aceleración), impedancia, temperatura y concentraciones químicas.

Un transductor es un dispositivo que convierte una forma de energía a otra. Usualmente la conversión es a energía eléctrica y entonces se denomina sensor [7]. Sin embargo esta diferenciación entre transductor y sensor resulta algo confusa. En un sentido práctico puede considerarse a un sensor como todo un sistema que incluye un transductor como componente principal, pero además puede incluir otros accesorios como aquellos dedicados al procesamiento de la señal. Idealmente un transductor debe responder solo a la energía presente en la medición y ser mínimamente invasivo.

Usualmente no es posible acoplar la salida del transductor al despliegue de datos directamente. Es necesario entonces hacer un acondicionamiento y procesamiento de la señal. Por ejemplo, los biopotenciales se manejan en el rango de los milivoltios. Si se trata de observar esta señal en el osciloscopio se tendría mucha dificultad. Es entonces necesario amplificar la señal. Además la señal amplificada esta afectada por ruido y frecuencias indeseadas; es entonces preciso, además, filtrar la señal para eliminar esas señales que afectan la medición.

El despliegue de datos puede ser análogo o digital; su objetivo principal es hacer perceptible una señal para nuestros sentidos. De manera visual pueden utilizarse displays análogos para señales que cambian continuamente y displays digitales cuando se quiere tener un valor exacto.

Existen además elementos auxiliares tales como señales de calibración, señales de control y retroalimentación (feedback) tanto para la toma de la medida como para ajustar el sensado y el acondicionamiento de la señal. Los datos pueden ser además almacenados o transmitidos.

1.3 RESTRICCIONES EN LAS MEDICIONES MÉDICAS

La fisiología y diferentes criterios médicos afectan la construcción y diseño de bioinstrumentos. Supóngase la creación de un sistema de medición de presión arterial, donde los rangos de medición llegan hasta los 400mmHg. Si un ingeniero no tuviera idea del nivel de presión a medir, podría desarrollar un buen instrumento, pero que trabaje en atmósferas de presión, muy por encima de los niveles deseados. Consecuentemente es necesario definir los rangos de la medición y los rangos de frecuencia.

Medición	Rango	Frecuencia, Hz	Método
Flujo de sangre	1 to 300 mL/s	0 to 20	Electromagnético o ultrasónico
Presión sanguínea	0 to 400 mmHg	0 to 50	Strain gage
Gasto cardíaco	4 to 25 L/min	0 to 20	Fick, dye dilution
Electrocardiografía	0.5 to 4 mV	0.05 to 150	Electrodos de piel
Electroencefalografía	5 to 300 μ V	0.5 to 150	Scalp electrodes
Electromiografía	0.1 to 5 mV	0 to 10000	Electrodos de aguja
Electroretinografía	0 to 900 μ V	0 to 50	Contact lens electrodes
pH	3 to 13 pH units	0 to 1	Electrodo de pH
pCO ₂	40 to 100 mmHg	0 to 2	Electrodos pCO ₂
pO ₂	30 to 100 mmHg	0 to 2	Electrodos pO ₂
Pneumotacografía	0 to 600 L/min	0 to 40	Pneumotacógrafo
pH Gástrico	3 – 13 pH Units	DC – 1	Electrodo de pH y antimonio
Temperatura	32 to 40 °C	0 to 0.1	Termistor

Tabla 1. Características de rango, frecuencia y método de algunas mediciones médicas comunes. [7]

Por otro lado, las variables medidas en el cuerpo humano y otros seres vivos son aleatorias y varían con respecto al tiempo. Es común encontrar dos pacientes normales y con condiciones similares donde la medición de sus variables es diferente: por ejemplo un paciente con una frecuencia cardíaca de 70 latidos por minuto y otro con 75 latidos por minuto. El método más común para tratar con la inherente variabilidad en los sistemas vivos es emplear métodos estadísticos.

La tabla 1 muestra los rangos y frecuencias de medición de los parámetros médicos más comunes.

1. 4 ENTRADAS INTERFERENTE Y MODIFICANTE

Un bioinstrumento idealmente debe estar diseñado para aislar y capturar solo las señales deseadas. Sin embargo pueden existir *entradas interferentes*, cantidades y señales que afectan el instrumento como consecuencia de los principios que usa para adquirir y procesar las señales deseadas. A veces cantidades indeseadas pueden afectar la salida del equipo, por ejemplo afectando el funcionamiento del bioinstrumento. Este tipo de señales se clasifican como *entradas modificantes*. Algunas señales indeseadas pueden actuar tanto como interferentes como modificantes.

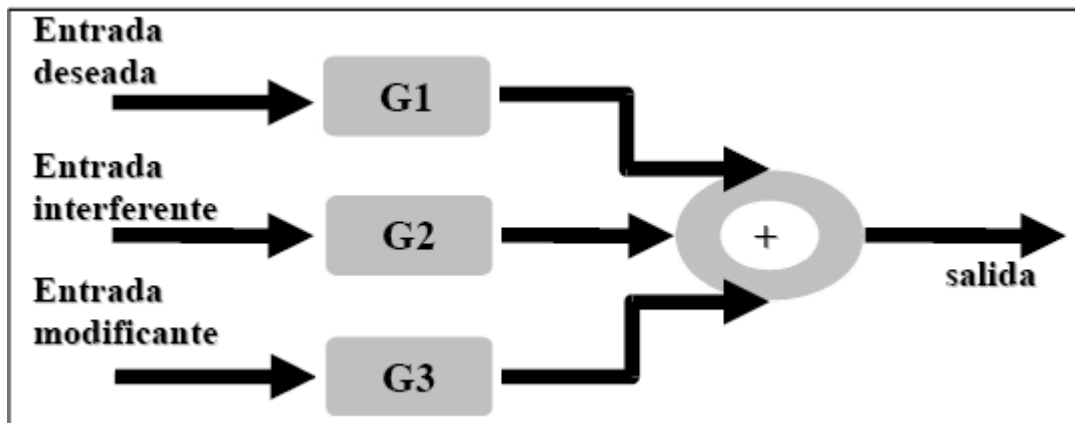


Figura 3. La salida de los bioinstrumentos puede verse afectada por entradas interferentes y modificantes.

Los efectos de las entradas interferentes y modificantes pueden ser reducidas o eliminadas alterando el diseño esencial de los componentes del bioinstrumento o añadiendo componentes nuevos diseñados para minimizar las entradas indeseadas.

Si los componentes son inherentemente sensitivos solo a las entradas deseadas entonces las entradas interferentes y modificantes no surten efecto alguno. Es posible utilizar retroalimentación negativa cuando no es posible evitar una entrada

modificante, de tal forma la diferencia entre la entrada y la salida instantánea se convierte en la entrada efectiva al instrumento.

El filtrado de señales es una técnica muy aplicada para compensar los efectos de entradas indeseadas. Un filtro separa las señales de acuerdo a sus frecuencias. Así, las frecuencias deseadas pasan inmunes a través del filtro, mientras las frecuencias indeseadas se atenúan. El filtro puede ser introducido tanto al momento de tomar la entrada como la salida. En la entrada es común utilizar filtros mecánicos, neumáticos o térmicos para minimizar interferencias ambientales. Los filtros electrónicos usualmente se utilizan en un paso intermedio antes de generar la salida.

El método de las entradas opuestas es útil cuando las entradas modificantes e interferentes no pueden ser filtradas. Esta técnica consiste en usar entradas interferentes adicionales para cancelar componentes indeseadas. Estas entradas intencionales pueden ser la misma que va a ser cancelada, pero de manera opuesta. Con este método pueden lograrse correcciones automáticas en tiempo real. [7]

1. 5 CLASIFICACIÓN DE LOS INSTRUMENTOS BIOMÉDICOS

Los instrumentos biomédicos pueden clasificarse al menos de cuatro maneras diferentes. La primera, de acuerdo a la magnitud física que es sensada: presión, flujo o temperatura. Una segunda forma de clasificarlos es de acuerdo a la naturaleza física del transductor: resistivo, inductivo, capacitivo, ultrasónico o electroquímico. Las técnicas de medición pueden estudiarse de manera separada para cada órgano, es decir de acuerdo al sistema fisiológico: cardiovascular, pulmonar, nervioso y endocrino. Esta clasificación aísla todas las medidas importantes que necesitan los especialistas en una determinada área. Finalmente, es posible clasificar los instrumentos biomédicos de acuerdo a las especialidades

médicas clínicas: pediatría, obstetricia, cardiología o radiología. Esta clasificación es muy útil para el personal médico interesado en instrumentos biomédicos especializados.

1. 6 CARACTERÍSTICAS ESTÁTICAS Y CRITERIOS DE COMPARACIÓN DE LOS INSTRUMENTOS BIOMÉDICOS

Las características estáticas evalúan el comportamiento del instrumento en corriente directa *DC* y bajas frecuencias. Estas características constituyen el mejor medio para comparar bioinstrumentos.

Las principales características estáticas de los instrumentos de medición son: *exactitud, precisión, resolución, repetibilidad, linealidad y saturación*, siendo esta última una característica estática no lineal.

La *exactitud* es una medida de la diferencia entre el valor verdadero y la cantidad medida, dividido por el valor verdadero. Usualmente se expresa como un porcentaje de exactitud.

La *precisión* por su parte hace referencia a como una medición expresa el número de alternativas distinguibles para cuando se selecciona un resultado. Por ejemplo si un multímetro A mide 4.6 [V] y otro multímetro B mide 4.58766 [V]. Se concluye que el multímetro B es más preciso.

La *resolución* se asocia con la medida más pequeña que puede ser distinguida con seguridad.

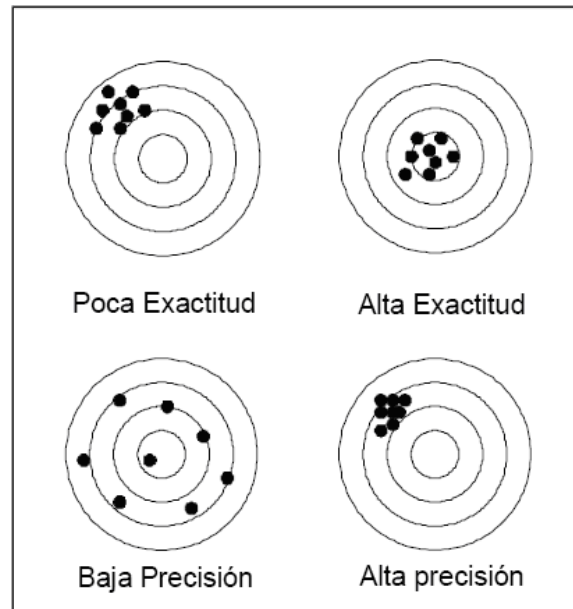


Figura 4. Conceptos de exactitud y precisión. [7]

La *repetibilidad* está relacionada con la habilidad de obtener resultados consistentes de un equipo al realizar el mismo experimento después de un determinado período de tiempo. Cabe mencionar que repetibilidad no implica exactitud.

La *linealidad* de un dispositivo está relacionada con el rango donde la respuesta es directamente proporcional. Muchos dispositivos tienen garantizado un rango donde su respuesta es proporcional, pero fuera de ella es no-lineal. Por ello es importante tener claro cuáles son los rangos de entrada que un dispositivo debe manejar.

La *saturación* ocurre cuando el instrumento no puede responder más al nivel de una entrada. Un ejemplo de saturación se observa en los amplificadores operacionales; si un amplificador está alimentado a ± 5 [V], el límite de saturación viene dado por estos valores. Esto significa que, dentro de dicho rango de voltaje, el amplificador puede responder a una entrada de forma lineal, pero cuando llega al límite, inferior o superior, la respuesta permanece constante no importando que tan grande sea la entrada. [7]

1.7 CRITERIOS DE DISEÑO

Antes de comenzar a diseñar un equipo médico, se deben formular las siguientes preguntas: ¿suple alguna necesidad?, ¿alguien estaría dispuesto a comprarlo?, ¿es posible venderlo a un precio que genere rentabilidad?

Una vez que se tienen dichas respuestas, o al menos un bosquejo de ellas, lo ideal es tomar en cuenta los criterios de diseño mostrados en la figura 5 para la elaboración del instrumento biomédico de interés. Esta información cubre los criterios de diseño básicos que cumple, o en teoría debería cumplir, cualquier equipo médico, aunque muchas veces, en la práctica, varios de estos puntos pasan desapercibidos antes de comenzar el diseño del equipo.

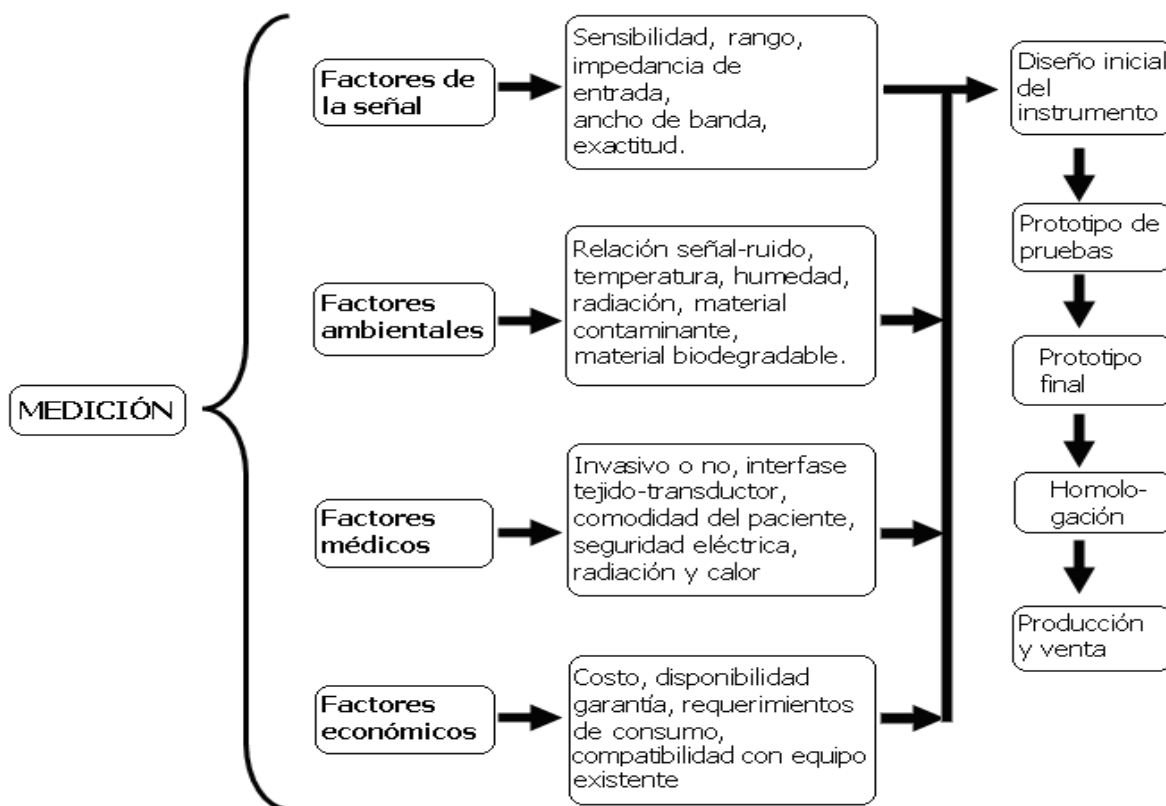


Figura 5. Criterios de diseño para un instrumento biomédico [7]

A primera vista, la lista de criterios de diseño puede parecer abrumadora, pero la mayoría de ellos son factores y criterios un tanto lógicos, por lo tanto, se puede concluir que diseñar, construir y comercializar un equipo médico es un proceso que requiere gran inversión de tiempo y, la mayoría de las veces, un alto costo económico; resultando ser una tarea compleja, pero no imposible.