

# Instrumentation amplifiers for biomedical engineering: challenges and achievements in the field of wearable devices

Agustina Tarrés<sup>1</sup>, Mario Svirsky<sup>2</sup>  
Natalia Garay<sup>3</sup> and Franco Simini<sup>3</sup>

<sup>1</sup>Estudiante del XXXIII Seminario de Ingeniería Biomédica 2024.

<sup>2</sup>Conferencista del Seminario del día 3 de abril de título "Implantes cocleares desde el punto de vista ingenieril", New York University School of Medicine, New York City, USA.

<sup>3</sup>Docentes del XXXIII Seminario de Ingeniería Biomédica 2024.

---

**Abstract**— The acquisition of biomedical signals is of great importance while monitoring the vital signals and in clinical decision making. This matter is non-trivial because there are significant limitations in matter of dimensions and device performance. This paper analyses different limitations presented while designing an instrumentation amplifier for wearable devices. Furthermore, some solutions found will be analysed.

**Keywords**— Biomedical engineering, wearable devices, instrumentation amplifiers.

---

**Resumen**— La obtención de señales biomédicas es de gran importancia a la hora de estudiar los signos vitales y realizar diagnósticos médicos. Este es un asunto no trivial ya que se presentan grandes limitaciones referidas a las dimensiones y performance de los dispositivos. En este artículo se presenta un análisis de distintas limitaciones presentadas a la hora de diseñar amplificadores de instrumentación para dispositivos vestibles. Se analizan también algunas soluciones encontradas en la actualidad.

**Palabras clave**— Ingeniería biomédica, dispositivos vestibles, amplificadores de instrumentación.

---

## INTRODUCCIÓN

Los dispositivos vestibles son de gran interés en la ingeniería biomédica ya que permiten un monitoreo constante de distintos parámetros fisiológicos, ayudando en la prevención de enfermedades y mejorando la calidad de vida de las personas. Hoy en día, los dispositivos vestibles se encuentran en diversos formatos como por ejemplo sensores integrados a la ropa, relojes o lentes inteligentes, cinturones con sensores integrados, entre otros[1], buscando que los mismos sean de tamaño pequeño para su fácil transporte. Estos dispositivos tienen una batería limitada, por lo que es importante minimizar el consumo energético[2].

Las señales fisiológicas muchas veces presentan amplitudes muy pequeñas, generalmente de unos pocos mV[3], por lo que es importante tener una buena ganancia en el amplificador para poder realizar un procesamiento adecuado (en general se busca que sea de al menos 60 dB). Otros aspectos importantes a tener en cuenta son el ancho de banda de la señal que se desea estudiar (que varía según la aplicación biomédica para la cual se está diseñando) y el efecto del ruido a la salida del amplificador. Si este tiene dimensiones comparables a las de la señal de estudio, el análisis de la misma se dificulta ya que se obtiene a la salida una señal distorsionada[4].

## I. MATERIALES Y MÉTODOS

Esta investigación se basa en artículos encontrados en diversas páginas web utilizando las herramientas Timbo Foco y Google Scholar. Ingresando palabras clave y autores ya conocidos en los buscadores se recolectaron los artículos necesarios. En la sección referida al efecto del ruido introducido en los circuitos se tomó como referencia también un libro ya estudiado previamente que abarca distintas temáticas referidas a los circuitos microelectrónicos[5].

Para analizar los requerimientos electrónicos de los amplificadores de instrumentación biomédica se analizan las distintas limitaciones que presentan los mismos. Para eso se evalúan las características de las señales de estudio y los requerimientos que se tienen a la hora de realizar un procesamiento adecuado de las mismas. Además, los circuitos electrónicos tales como los amplificadores presentan efectos tales como el ruido o el ancho de banda que afectan la performance de los dispositivos diseñados.

## II. RESULTADOS

En el diseño de amplificadores, uno de los principales componentes electrónicos utilizados es el transistor. Los mismos están compuestos por materiales semiconductores y cuentan con tres terminales a través de las que se controla su funcionamiento. Actualmente se utilizan fundamentalmente dos tecnologías: transistores MOS (Semiconductores Metal - Óxido) y transistores BJT (Transistores de juntura bipolar). Las mismas difieren en la distribución de los portadores en el semiconductor[6].

### A. Dimensiones de los dispositivos

Para diseñar dispositivos vestibles es importante que las implementaciones tengan el menor tamaño posible para que los mismos sean fáciles de transportar. Es por esto, entre otras razones que se mencionan posteriormente, que muchas veces se opta por tecnologías MOS sobre bipolares.

En muchos dispositivos se adquieren en paralelo múltiples señales, por lo que las restricciones referidas al tamaño de los dispositivos diseñados se vuelven más estrictas. Si se considera un chip de tamaño típico de 1.5 mm x 1.5 mm, un diseño de 10 canales debe ocupar menos de  $0.23 \text{ mm}^2$  por canal (sin tener en cuenta el espacio ocupado por otros elementos como circuitos auxiliares). Es por esto que resulta conveniente el uso de tecnologías integradas como los transistores CMOS[4].

Si bien una disminución en el área de los dispositivos puede resultar favorable en cuanto a la arquitectura, ancho de banda y estabilidad de los mismos, se debe balancear estos efectos con otros contraproducentes como un aumento en algunas fuentes de ruido[4].

### B. Ganancia

El origen de las señales biomédicas está relacionado con potenciales de acción, que son las señales eléctricas que acompañan la contracción de una célula al ser estimulada por una corriente eléctrica. La amplitud de estas señales suele ser muy pequeña por lo que es necesario amplificar la señal para su posterior estudio. Para ilustrar esto se presentan en la Tabla 1 la amplitud y frecuencia de distintas señales de interés biomédico[3].

Nombre de la señal	Origen de la señal	Voltaje	Frecuencia
EMG	Médula espinal	$< 50 \mu V$	10 a 350 Hz
ECG	Contracción del corazón	1 a 10 mV	0,05 a 100 Hz
EEG	Cerebro	$< 1 mV$	0,5 a 30 Hz
EKG	Estómago	30 a 80 mV	0,2 a 10 MHz

Tabla 1: Valores típicos de amplitud en distintas señales fisiológicas.

A la salida de los amplificadores se busca tener una salida que se encuentre en el rango de 1 a 5 V de amplitud, por lo que es normal tener factores de ganancia de al menos 60 dB[4]. Sin embargo, se debe procurar que la ganancia del amplificador no comprometa el correcto funcionamiento del dispositivo, ya que los transistores presentan limitaciones de tensión en función del uso que se le dé al mismo[6]. Debido a su alta impedancia de entrada, los transistores MOS suelen consumir una corriente menor a los BJT para obtener una misma ganancia.

Los amplificadores de instrumentación suelen tener una entrada diferencial, esto es, la entrada resultante corresponde a la resta de dos entradas. Esto ayuda a minimizar el efecto del ruido e interferencia en la salida. Sin embargo, debido a que las componentes electrónicas no son exactamente iguales entre sí para un mismo modelo, se tiene a la salida una componente no diferencial.

Se denominan entrada en modo común y ganancia en modo común a las responsables de este efecto. Idealmente esta ganancia es cero pero en la práctica esto no se cumple y depende de las características del amplificador diseñado. La relación de rechazo al modo común (CMRR) se define como el cociente entre la ganancia diferencial y la ganancia en modo común[6]. En general se busca tener un CMRR alto, en particular, en un amplificador de instrumentación para dispositivos vestibles se busca un valor de al menos 100 dB[7].

### C. Ruido

En los circuitos electrónicos la salida suele verse afectada por fluctuaciones de las señales eléctricas producidas por la propia física de los dispositivos, a estas se las denomina ruido. Las señales biomédicas suelen tener una frecuencia baja (en la Tabla 1 se presentan algunos ejemplos), por lo que la principal fuente de ruido es el denominado ruido

flicker. El mismo es inversamente proporcional a la frecuencia (lo que explica su influencia en las señales de interés) y directamente proporcional a una constante  $K_f$  característica de cada dispositivo[5].

La constante  $K_f$  es inversamente proporcional al área ocupada, por lo que un aumento en la misma produce una mejora en este aspecto pero se deben tener en cuenta las limitaciones de diseño mencionadas anteriormente[5]. Otra alternativa para disminuir el valor de esta constante es el uso de transistores BJT[4].

Para cuantificar el efecto del ruido en la señal obtenida a la salida de un circuito se define la relación señal a ruido (SNR), que corresponde al cociente entre las densidades espectrales de potencia de la señal esperada y el ruido. La densidad espectral de potencia de ruido a la salida es directamente proporcional al ancho de banda, por lo que una disminución en el mismo mejora el SNR del circuito.

Como se puede observar en la Tabla 1, las señales biomédicas suelen tener una frecuencia baja, por lo que los dispositivos pueden funcionar adecuadamente con un ancho de banda acotado. Si bien un aumento del área de los transistores puede producir una mejora en el ruido flicker, esto produce un aumento en las capacidades parásitas del transistor, y empeorando por lo tanto el ancho de banda.

Este índice suele estar determinado por primera etapa de amplificación por lo que puede ser útil implementar esta etapa con transistores BJT. En general, se espera tener un SNR mayor a 10 dB para un correcto análisis de la señal[4].

La mayoría de los componentes electrónicos que integran un circuito son fuentes de ruido, por lo que para poder realizar una comparación entre la amplitud de la señal que se desea medir y el ruido se define el ruido equivalente a la entrada. Este concepto se refiere a la fuente de ruido que colocada a la entrada de un circuito sin sus fuentes de ruido internas, genera el mismo ruido a la salida[5]. En la Figura 1 se presenta una comparación entre el ruido equivalente a la entrada para una misma configuración utilizando en un caso transistores BJT y en otro MOS.

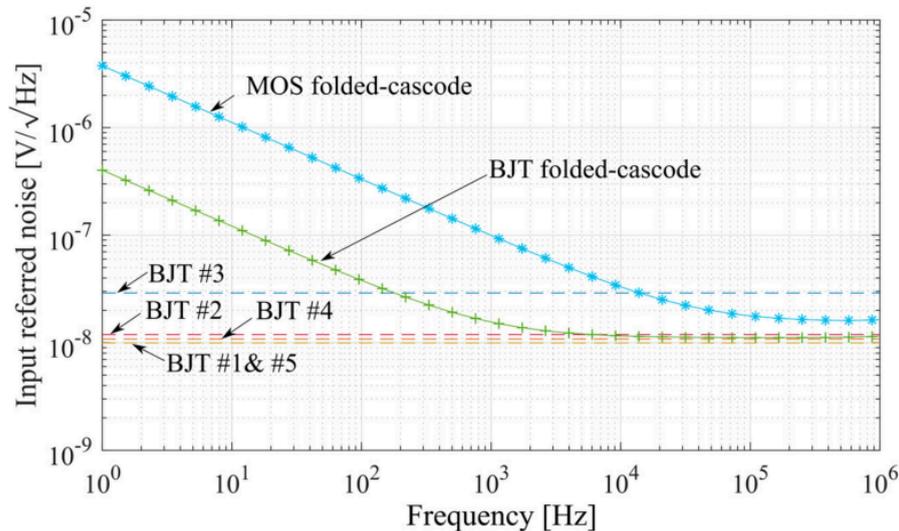


Figura 1: Gráfica de la densidad espectral de potencia de ruido equivalente en función de la frecuencia. Se comparan los casos correspondientes a una configuración folded cascode, en un caso con transistores MOS(Azul) y en otro con BJT(verde)[4].

Se puede observar que las curvas de ruido en ambos casos tienen un comportamiento en frecuencia que corresponde a fuentes de ruido de tipo flicker, ya que la amplitud de ruido equivalente a la entrada es mayor para bajas frecuencias. Tal como se mencionó anteriormente se puede observar que el efecto de dicha fuente de ruido influye menos al usar transistores BJT. En este caso se tiene que, a bajas frecuencias, la amplitud de ruido equivalente es aproximadamente 10 veces menor que con transistores MOS.

#### D. Consumo de energía

Los dispositivos vestibles tienen una batería de capacidad limitada por lo que es importante que el consumo de energía del circuito sea el menor posible. Además, si el consumo de potencia es muy alto se puede producir daño en los tejidos del individuo debido a la temperatura del dispositivo. En caso de tener varios canales de adquisición de señales, el consumo de cada uno de ellos debe ser aún menor para garantizar una duración adecuada de la batería. En general se recomienda que el consumo de energía total del amplificador sea menor a 10 mW[4].

Si bien los transistores BJT pueden presentar mejoras con respecto al funcionamiento de los dispositivos, estos presentan una impedancia de entrada mucho menor que los MOS. Esto provoca que el consumo de energía sea mayor, haciéndolos menos eficientes[4].

El consumo de energía presenta es proporcional al voltaje de alimentación elevado al cuadrado. Es por esto que reducir a este último resulta de gran importancia para minimizar el consumo[2]. Sin embargo, se debe garantizar una tensión de alimentación suficiente para que todos los transistores funcionen de forma adecuada.

