

Análisis y modelado de la impedancia de una matriz de microelectrodos (MEA) fabricados en oro mediante platino negro

Antonio Velarte¹, Aránzazu Otín², Esther Pueyo¹

¹ *Biomedical Signal Interpretation & Computational Simulation* (BSICoS)

² *Grupo de Electrónica de Potencia y Microelectrónica* (GEPM)

Instituto de Investigación en Ingeniería de Aragón (I3A)

Universidad de Zaragoza, Mariano Esquillor s/n, 50018, Zaragoza, Spain.

Tel. +34-976762707, e-mail: avelarte@unizar.es

Resumen

En este trabajo se evalúa la idoneidad y el rendimiento de una matriz de microelectrodos (MEA) mediante la medida y la variación de su impedancia. Para ello, se ha analizado y planteado el modelo eléctrico que mejor se adapta a la curva de impedancias obtenida, realizando además un análisis de ruido.

Introducción

Una técnica comúnmente utilizada para el registro de señales de potenciales extracelulares de tejidos cardíacos es la conocida como “Microelectrode Arrays” (MEAs) debido a su capacidad para monitorizar múltiples señales en distintas posiciones espaciales de manera simultánea a lo largo del tiempo [1]. Las señales adquiridas mediante MEAs resultan muy sensibles al ruido ambiente, por lo que es necesario estabilizar la señal que se está registrando. consiguientes, por tanto, necesario un análisis exhaustivo de las distintas fuentes de ruido que aparecen a lo largo de la cadena de registro y la posible atenuación de la señal debida al divisor de tensión que se forma entre la impedancia del electrodo y la impedancia de entrada del amplificador (Fig. 1). Para que la señal sufra la menor atenuación posible hay que garantizar que la impedancia del electrodo es mucho menor que la del amplificador, por lo que es conveniente reducirla haciendo uso de un adecuado proceso de platinización.

Montaje experimental

Se considera un equipo de adquisición de señales a través de MEAs con el que se adquieren señales eléctricas de biopsias cardiacas. El *array* está compuesto por un total de 16 puntos de medida circulares de 50 μm de diámetro con una distancia entre ellos de 125 μm . Estos tamaños se han seleccionado para obtener una buena resolución temporal y espacial sobre el origen y la propagación de la excitación en biopsias cardiacas.

Para el análisis de las MEAs se utiliza un sistema compuesto por una interfaz electroquímica (*Solartron 1260*) y un potenciostato (*Solartron 1287*), ambos controlados por el *software* del fabricante. Para la medida de la impedancia se ha realizado una configuración de dos puntas [2]. El electrolito seleccionado para la caracterización es solución fosfato salina (PBS) [3]. Se coloca en un vaso de precipitados la matriz de electrodos MEA sumergida en PBS 10 mM junto con un electrodo de platino con un área superficial mucho mayor, que hace la función de contraelectrodo (CE).

Para el proceso de replatinización se utiliza una disolución de ácido clorhídrico 0.1M, cloruro de platino y una pequeña cantidad de acetato de plomo. En este montaje se incorpora un tercer electrodo fabricado en plata y utilizado para sensar la tensión existente en el líquido, mientras que el CE actúa como sumidero de corriente. Aplicamos una tensión de -0.2 V hasta que el software indica el final de proceso. Con esto se consigue depositar platino negro en la superficie de los electrodos, aumentando su área superficial y, por tanto, la capacidad que presentan, logrando en consecuencia disminuir su impedancia.

Resultados

Se han utilizados dos MEAs distintos de 16 canales para realizar este trabajo. Los MEA están fabricados en oro y se ha realizado el proceso de platinización sobre la mitad de los canales de cada uno. De esta manera podemos apreciar de manera clara la variación de comportamiento entre la situación inicial y tras realizar el platinizado, dada la proximidad entre los canales.

El electrodo constituye la interfaz física entre los equipos tecnológicos y la propia biología. Para modelar la transferencia de carga que ocurre en la interfase se usa un modelo (cuadro naranja en Fig.1) que incorpora una impedancia en paralelo con una

capacidad, CPE, que obedece a un comportamiento capacitivo determinado por la siguiente ecuación:

$$Z_{CPE} = Q_0^{-1}(j\omega)^{-\alpha}$$

Las dos constantes (Q_0 y α) de la ecuación dependen de cada caso específico y son obtenidas de manera experimental. Para el caso de $\alpha=1$, la CPE es una capacidad pura y si α es igual a 0 es una resistencia.

En esta experimentación se compara el ajuste de dos modelos distintos, uno que incluye el modelo matemático y otro que únicamente utiliza elementos físicos. Los resultados (Fig. 2) indican que el ajuste es más preciso al incorporar la CPE (errores < 2%), aunque el ajuste básico genera buenos resultados debido a que el valor de α es 0.88, próximo al valor de la unidad. Boehler et al. [3] afirman que en el rango de altas frecuencias (10^5 Hz) la impedancia depende del electrolito, obteniendo $R_s = 6.5$ K Ω . Se realiza un experimento utilizando PBS 5 mM para observar la variación, obteniendo un valor de 10 K Ω .

La comparación de la impedancia obtenida antes y después de realizar el proceso de platinización se muestra en la Fig. 3, donde puede apreciarse la reducción de la impedancia, en especial en frecuencias bajas. El comportamiento de los distintos canales pasa a ser más uniforme, hecho importante para poder realizar medidas de manera correcta.

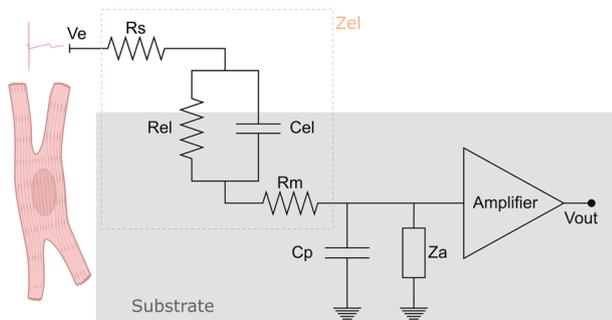


Figura 1. Cadena de registro de la señal eléctrica del tejido.

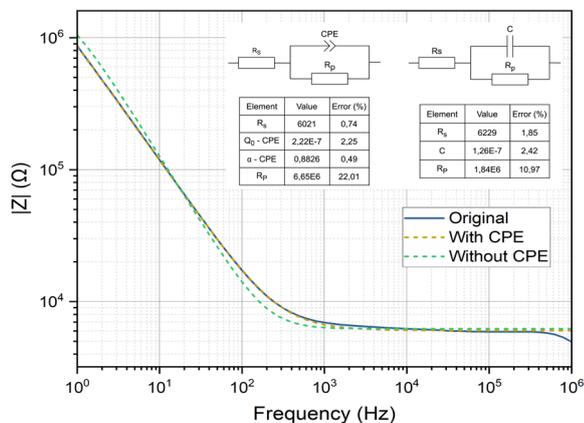


Figura 2. Comparación del ajuste entre los dos modelos.

Conclusiones

Se ha realizado la caracterización de dos MEAs, obteniendo resultados similares para ambos casos, y el ajuste de las curvas de impedancia mediante la deposición de platino negro sobre su superficie. De esta manera se ha disminuido la impedancia de los electrodos, mejorando la relación existente entre la impedancia del electrodo y del amplificador. Se ha validado la dependencia de la parte real de la impedancia con el electrolito, por lo que resulta importante realizar la caracterización con un medio adecuado para futuras experimentaciones con este mismo dispositivo.

Se ha realizado una comparación entre dos modelos eléctricos con el fin de obtener el más adecuado con el cual validar resultados en futuros estudios.

REFERENCIAS

- [1]. CAMELLITI, PATRIZIA, SARA ABOU AL-SAUD, RYSZARD T. SMOLENSKI, SAMHA AL-AYOUBI, ALEXANDRA BUSSEK et al. Adult human heart slices are a multicellular system suitable for electrophysiological and pharmacological studies. *Journal of Molecular and Cellular Cardiology*, vol. 51 (septiembre de 2011), n.º 3, pp. 390–398. ISSN 0022-2828.
- [2]. VISWAM, VIJAY, MARIE ENGELENE J. OBIEN, FELIX FRANKE, URS FREY and ANDREAS HIERLEMANN. Optimal electrode size for multi-scale extracellular-potential recording from neuronal assemblies. *En línea. Frontiers in Neuroscience*, vol. 13 (abril de 2019). ISSN 1662-453X. Disponible en: <https://doi.org/10.3389/fnins.2019.00385>. [consultado el 06/06/2022].
- [3]. BOEHLER, CHRISTIAN, STEFANO CARLI, LUCIANO FADIGA, THOMAS STIEGLITZ and MARIA ASPLUND. Tutorial: guidelines for standardized performance tests for electrodes intended for neural interfaces and bioelectronics. *Nature Protocols*, vol. 15 (octubre de 2020), n.º 11, pp. 3557–3578. ISSN 1750-2799.

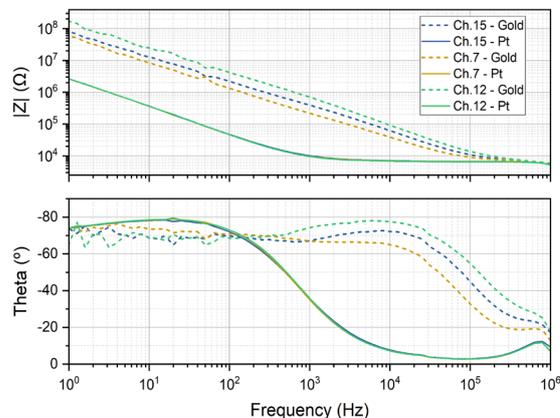


Figura 3. Análisis de la impedancia de MEA antes y después de realizar el proceso de platinización.