

Efecto del gel y limpieza en la impedancia electrodo-piel en registros de superficie

Ernesto F. Treo¹, Martín L. Zamora², Gabriel A. Ruiz²

¹Gabinete de Tecnología Médica, FI, UNSJ y CONICET

²Dpto. de Bioingeniería, FACET, UNT e INSIBIO, CONICET

etreo@gateme.unsj.edu.ar

Resumen— En este trabajo se analiza cuantitativamente el efecto que tiene la limpieza y el agregado de gel en el valor de impedancia que presenta la interfase electrodo-piel. Se realizaron mediciones con electrodos comerciales 3M en configuración tripolar y se midió repetidamente la impedancia de contacto en diversas condiciones. Se aplicó un modelo ANOVA para mediciones repetidas con interacción de factores. Se encontró que la limpieza con abrasión suave de la piel produce una disminución promedio de 1,62 órdenes de magnitud en el módulo de la impedancia, en la zona de bajas frecuencias (DC hasta 1,58kHz). El agregado de gel a los electrodos comerciales no contribuye significativamente a bajar la impedancia de contacto, excepto en el caso que no se haya acondicionado debidamente la superficie. A partir de los datos obtenidos se recomienda no aplicar gel adicional a estos electrodos porque pierden su adhesividad y la disminución en la impedancia no es significativa.

Palabras clave—interfase electrodo electrolito, impedancia de entrada, abrasión.

I. INTRODUCCIÓN

El estudio de la impedancia de contacto electrodo-piel es de interés tanto para los diseñadores como los usuarios de instrumental biomédico. La impedancia de contacto que se establece al aplicar un electrodo sobre la piel tiene una dependencia característica con la frecuencia y es inversamente proporcional al área del electrodo [1]. El desbalance en la impedancia electrodo-piel es un problema mayor porque produce un aumento de la interferencia de señales de modo común [2]. Los valores encontrados en la literatura sugieren una impedancia de contacto del orden de los 100k Ω [1], que se ve afectada por varios parámetros y condiciones experimentales [3]. Los valores máximos que puede alcanzar, sin embargo, son cercanos a 1M Ω . Las mediciones disponibles en la literatura han sido realizadas en condiciones experimentales de laboratorio, con sistemas bipolares y juntas electrolíticas en base a geles o líquidos [1;4-6]. Estas condiciones no imitan plenamente las condiciones de los registros reales.

Se sabe que el agregado de gel electrolítico y la limpieza de la piel ayudan a disminuir el valor de la impedancia, y por otro lado el tratamiento de los electrodos (típicamente Ag/ClAg) ayuda a mantener estable el potencial de media celda [7;8]. Con el advenimiento de los electrodos descartables se ha estandarizado el proceso de registro tanto en instituciones de salud como en centros de investigación. La limpieza y abrasión suave de la piel son actualmente procesos de rutina. También se ha observado el agregado de gel adicional al provisto por los electrodos comerciales,

con el objeto de disminuir aun más la interferencia de las interfases.

Sin embargo, no hay en la literatura mediciones de impedancia de contacto con electrodos descartables que permitan a los diseñadores/usuarios contemplar valores reales en su análisis. Además, el efecto de la limpieza o del agregado de gel a los electrodos comerciales no ha sido analizado cuantitativamente. Por estas razones realizamos una serie de experimentos que permitan cuantificar la impedancia de contacto en diversas condiciones de limpieza y de agregado de gel. El objetivo del trabajo es múltiple: (i) proveer a diseñadores y usuarios de un conjunto de mediciones de impedancia en diversas condiciones experimentales en un rango amplio de frecuencias, (ii) protocolizar el proceso de limpieza de la piel, y (iii) determinar cuantitativamente el efecto del agregado de gel electrolítico, de la limpieza y de la ubicación del electrodo sobre el valor de impedancia medido.

II. MATERIALES Y MÉTODOS

Para las mediciones se emplearon electrodos comerciales 3M de monitoreo de ECG obtenidos de un mismo proveedor y empaquetado. Para la medición se utilizó un analizador electroquímico Solatron SI1287 combinado con un analizador de respuesta en frecuencia FRA1250. La determinación de impedancia se realizó en configuración tripolar, tal como se presenta en la fig. 1. El sistema se compone del electrodo de monitoreo que hace las veces de electrodo de trabajo (WE), un electrodo de referencia (RE1) implementado con un aguja hipodérmica de acupuntura estéril (acero inoxidable de 25mm de largo y 0.2 mm de diámetro) y un contraelectrodo externo (CE) compuesto por una placa de acero inoxidable con un área de contacto de 15cm². En la cara media del antebrazo se coloca el electrodo de referencia bajo la piel, y sobre la piel se coloca el electrodo de trabajo. En la cara externa del antebrazo se coloca el contraelectrodo y se sujeta con una

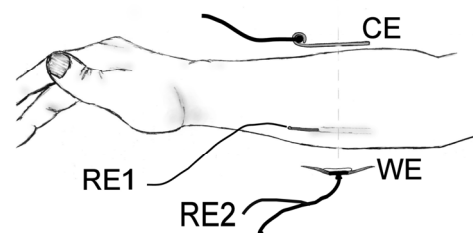


Figura 1. Disposición de los electrodos de medición.

banda elástica. De esta forma se consigue alinear el electrodo de trabajo con el de referencia y el contraelectrodo.

El analizador se conecta en configuración tripolar, en la cual un segundo punto de referencia (RE2) del Solartron 1287 se une al electrodo de trabajo. El sistema aplica una tensión alterna de 50mV_{ef} entre los electrodos de referencia ($\Delta V_{\text{RE2-RE1}} = 50\text{mV}_{\text{ef}}$) y calcula la impedancia entre ellos. La disposición adoptada permite que la impedancia total medida corresponda a la suma de las impedancias de contacto del electrodo de trabajo y del tejido entre los electrodos RE1 y RE2. Si suponemos la impedancia del tejido despreciable respecto de la impedancia de interfase, ya que los electrodos están muy próximos entre sí, la impedancia medida se puede interpretar como de interfase.

El modelo estadístico adoptado para analizar los datos fue el Análisis de la Varianza (ANOVA). Se emplearon tres factores de análisis que fueron limpieza, agregado de gel y ubicación del electrodo. De esta manera se realizaron mediciones en condiciones con limpieza (CL) y sin limpieza (SL), con gel (CG) y sin gel (SG), y en brazo izquierdo (BI) y brazo derecho (BD). Las posibles combinaciones de estos factores resultan en un total de 8 grupos de análisis, y se realizaron un total de 5 mediciones por cada uno ($n = 40$ mediciones). El análisis ANOVA se realizó incluyendo interacción de primer orden entre los factores.

Las mediciones se realizaron en un mismo sujeto sobre una misma zona del antebrazo, la cual había sido demarcada. El protocolo experimental fue el siguiente:

Medición en BI: se colocó la aguja hipodérmica, como se muestra en la fig. 1, y posteriormente se colocó el electrodo de trabajo. En este proceso se busca hacer coincidir la zona central del electrodo de trabajo con el extremo subcutáneo de la aguja, sin tratamiento sobre la piel. Se colocó el contraelectrodo y se realizó la medición de impedancia. Posteriormente se quitó el electrodo de trabajo, se limpió la piel, se colocó un electrodo nuevo en la misma ubicación, y se repitió la medición. El electrodo de referencia se mantuvo en la misma ubicación. De esta forma se realizaron las mediciones en las siguientes condiciones: BI+SL+SG, y BI+CL+SG.

BD: el mismo procedimiento pero antes de colocar el electrodo se le agregaba $300\mu\text{L}$ de gel sobre el centro del electrodo. Luego se retiraba el electrodo, se limpiaba la piel y se medía un nuevo electrodo también con $300\mu\text{L}$ de gel adicionado. Estas mediciones completaban los grupos de BD+SL+CG y BD+CL+CG.

El procedimiento se repetía a los dos días alternado los brazos. De esta forma se conseguían las cuatro combinaciones restantes de los factores. Todo este proceso de medición se repitió un total de 5 veces completando las 40 mediciones.

Las mediciones SL fueron realizadas ubicando el electrodo de trabajo sobre la piel sin ningún tipo de preparación. Las mediciones CL se realizaron siguiendo el siguiente protocolo: con una lija de pulido metalográfico suave (grit 1000 según normas ANSI/CAMI (USA), tamaño de grano promedio de $8,2\mu\text{m}$) se frotaba en sentido longitudinal el antebrazo en su cara media diez veces realizando una ligera presión. Posteriormente la zona se limpiaba enérgicamente con alcohol hasta observar una ligera coloración.

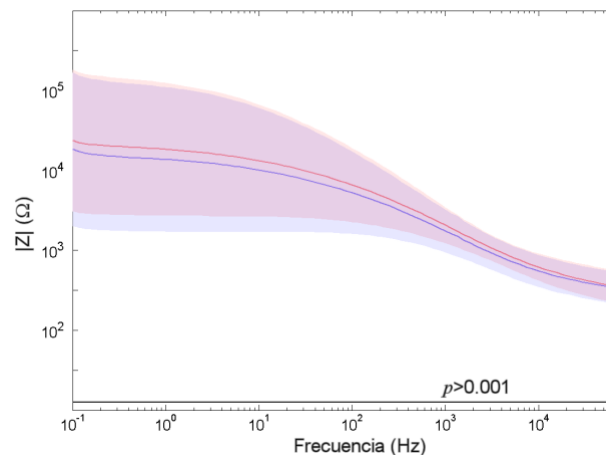


Figura 2. Efecto del brazo sobre las mediciones de impedancia: (—) brazo izquierdo y (—) brazo derecho. Se separaron las mediciones de acuerdo al factor BI y BD promediaron todas las mediciones de cada grupo ($n = 20$). La línea negra horizontal indica que el valor de p observado fue poco significativo en todo el rango de frecuencias.

Para cada una de las mediciones la frecuencia de la señal alterna varió entre 0.1Hz y 65kHz con un incremento de 15 puntos por década (89 puntos en total). El análisis ANOVA se realizó sobre el logaritmo decimal del módulo de la impedancia para cada una de las frecuencias analizadas, adoptando un nivel de significancia del 0.001. Todas las mediciones se realizaron a una temperatura ambiente de 25°C . Los valores graficados corresponden al promedio \pm desvío estándar.

III. RESULTADOS

Inicialmente se analizaron los efectos de los factores sin interacción para todo el rango de frecuencias. Se encontró que el efecto del brazo no era significativo ($p > 0.001$) en todo el rango de frecuencias. Este resultado se presenta en la fig. 2. A partir de este análisis se comenzó a promediar las mediciones correspondientes a brazos izquierdos y derechos, reduciendo de esta forma el análisis a los cuatro grupos conformados por los factores gel y limpieza.

Posteriormente se analizó el efecto de los factores restantes. El efecto de la limpieza y del agregado del gel tuvo resultados diferentes al efecto del brazo. Al analizar en todo el rango de frecuencias se encontró que tanto la limpieza como el agregado de gel afectaban el valor de impedancia medido, pero lo hacían en distintos valores de frecuencias, por eso se presentan los efectos por separados.

En la fig. 3 se presentan en simultaneo el valor promedio de las mediciones con y sin limpieza, separadas respecto del agregado o no de gel. Las mismas curvas pero agrupadas para observar el efecto del gel y separadas respecto del factor limpieza se presentan en la fig. 4.

El cambio más notable se presenta en la fig. 3, donde hay una gran variación del valor de impedancia, especialmente a bajas frecuencias, debido al efecto de la limpieza. El análisis ANOVA mostró valores significativos en todo el rango de las bajas frecuencias, hasta 1.58kHz inclusive. A partir de esa frecuencia, la diferencia entre las curvas es indistinguible.

Si bien se observa que el promedio de mediciones con gel es menor que el promedio de mediciones sin gel en todo el rango, la diferencia es estadísticamente significativa solo en el intervalo de frecuencias de 18.4Hz \sim 2.51kHz. A su

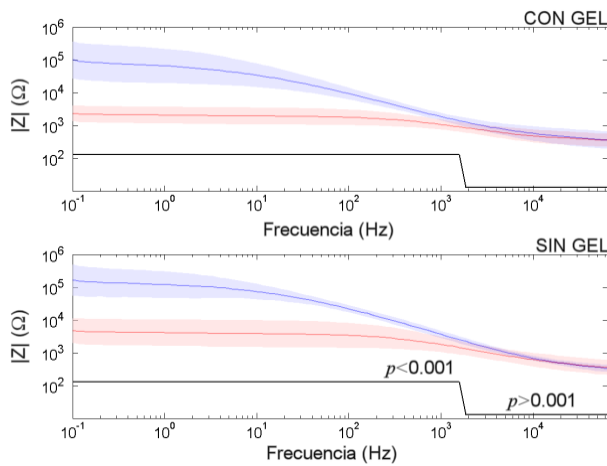


Figura 3. Efecto de la limpieza sobre la impedancia medida: (—) con limpieza y (—) sin limpieza. Cada curva corresponde al promedio de las mediciones en ambos brazos ($n = 10$). La curva negra indica en ambos gráficos el intervalo de frecuencias en el cual se obtuvo un valor de significativo para la limpieza ($p < 0.001$ en el rango de 0,1Hz ~ 1,58kHz).

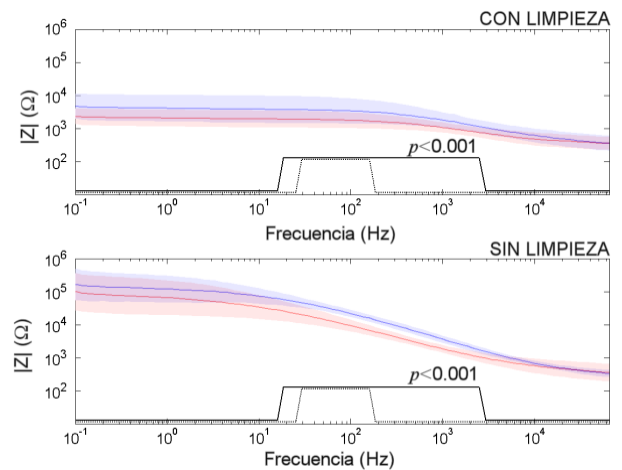


Figura 4. Efecto del agregado de gel en la impedancia medida: (—) con gel y (—) sin gel. Cada curva corresponde al promedio de las mediciones ambos brazos ($n = 10$). La curva negra (—) indica el rango de frecuencias en el cual se obtuvo un valor de p significativo para el factor gel ($p < 0.001$ en el rango 18,4Hz ~ 2,51kHz). La línea gris (---) indica el rango de frecuencias en el cual se obtuvo un valor de p significativo para la interacción de los factores limpieza y gel ($p < 0.001$ en el rango de 25,1Hz ~ 184,8Hz).

vez, hay una interacción entre los factores limpieza y gel en el rango de 25.1Hz ~ 184.8Hz. Ambos resultados se presentan en la fig. 4.

En la tabla 1 se presentan los valores promedios, máximos y mínimos observados en cada grupo para frecuencias de 0.1Hz y 100Hz. El valor medio de la impedancia sin limpieza a bajas frecuencias (0.1Hz) es 100kΩ y 169kΩ cuando las mediciones se realizaron con y sin gel respectivamente. El desvío estándar disminuyó ligeramente por el agregado de gel. Al analizar el efecto del gel cuando se había limpiado la piel, solo hubo una disminución de 4,77kΩ a 2,37kΩ y el desvío estándar no se modificó. Las mediciones para 100Hz sin limpieza mostraron el mismo comportamiento, con valores de 9,33kΩ y 21,8kΩ con y sin gel respectivamente. Los valores correspondientes a 100Hz con limpieza fueron muy similares a los valores sin limpieza.

TABLA 1. VALORES PROMEDIOS, MÍNIMOS Y MÁXIMOS DE IMPEDANCIA MEDIDOS A 0,1Hz Y 100Hz. TODOS LOS VALORES ESTÁN EXPRESADOS EN KΩ

		Con limpieza		Sin limpieza	
		0.1 Hz	100 Hz	0.1 Hz	100 Hz
Con Gel	Mínimo	0,94	0,64	10,0	3,97
	Promedio	2,37	1,73	100	9,33
	Máximo	4,74	3,54	689	16,4
Sin Gel	Mínimo	0,96	0,72	39,8	14,7
	Promedio	4,77	4,77	169	21,8
	Máximo	16,3	10,4	837	26,8

IV. DISCUSIÓN

Los valores medidos en cada uno de los grupos analizados presentaron el comportamiento de las interfase electrodo-piel ya publicadas [1], el cual no se corresponde con el característico comportamiento de una interfase electrodo-electrolito líquido. La respuesta plana en baja

frecuencia está gobernada por el comportamiento de la capa externa de la piel (*stratum corneum*). En altas frecuencias, las mediciones tendieron a un mismo valor (200Ω), el cual corresponde a la impedancia del medio (tejido) que se encuentra entre los electrodos de referencia y la impedancia del gel propio del electrodo.

En la fig. 2 se observó una gran dispersión de los datos. Esto se debe a que, en una misma curva, se promediaron mediciones con/sin limpieza y gel. Esta variabilidad disminuye cuando los grupos se analizan por separado en las figs. 3 y 4. A pesar de separar las mediciones en grupos se observó un desvío estándar cercano a medio orden de magnitud en las mediciones sin limpieza. Esta variabilidad se puede deber, entre otros factores, a un proceso de penetración del electrolito [5]. Según [1], cambios de hasta el 20% se puede deber a cambios locales a nivel de piel como respuesta al frío o calor ambiente. En nuestro caso la temperatura estuvo controlada y es probable que la variación se deba a otras causas.

Los valores máximos observados (689kΩ y 837kΩ en las mediciones sin limpieza) son similares a los reportados [1] en condiciones similares (1MΩ.cm²). Si bien la magnitud de los valores es comparable, no es posible normalizar nuestras mediciones ya que el área efectiva de contacto es desconocida y depende de la presión ejercida al colocar el electrodo.

De los factores analizados (brazo, gel y limpieza) solo la ubicación del electrodo no mostró valores de p significativos en todo el rango de frecuencias. Inicialmente también se incluyó el día de análisis como factor en el modelo ANOVA, ya que factores ambientales y de stress del sujeto pueden afectar el valor de impedancia de electrodo [3;6]. El análisis también mostró valores poco significativos para este factor, y finalmente no fue tenido en cuenta.

Como era de esperar, el factor limpieza tuvo un efecto observable y significativo sobre la impedancia medida en todo el rango de frecuencias. En el rango de bajas frecuencias (0.1Hz ~ 100Hz) la disminución promedio fue de 41,7 veces (1.62 órdenes de magnitud) respecto de la

medición sin limpieza. El efecto fue menor a medida que aumentaba la frecuencia. Cuando la frecuencia alcanza los 100Hz, la limpieza disminuye el valor promedio de impedancia a su quinta parte respecto de la medición sin limpieza. Los reportes previos [4] indican una disminución similar, a pesar de emplear otra técnica abrasiva.

El efecto del agregado de gel es observable en todo el rango de frecuencias, sin embargo es estadísticamente significativo en un rango acotado, pero todavía importante en el registro de señales bioeléctricas de origen cardíaco. La magnitud del cambio debido al agregado de gel no supera en ningún caso medio orden de magnitud. En otras palabras, el agregar gel a los electrodos disminuye la impedancia pero nunca por debajo de su tercera parte. El agregar gel al electrodo implica, además, la pérdida de adhesividad del electrodo, con un consiguiente riesgo en la estabilidad mecánica del mismo. Este factor debe ser tenido en cuenta en registros de larga duración o cuando la estabilidad mecánica se ve comprometida, como el caso de Holter y ergometrías.

Para el análisis estadístico, el nivel de significancia elegido fue de 0,001. No obstante se repitió el análisis con un nivel de significancia mayor (0,01) no encontrando diferencias con el caso anterior. Si se observó que los rangos de frecuencias con valores de p significativos fueron mayores.

V. CONCLUSIONES

En este trabajo se han presentado mediciones de impedancia de contacto electrodo-piel en distintas condiciones experimentales y se ha cuantificado el efecto de algunos tratamientos típicos en el uso clínico rutinario.

Los datos recopilados pueden servir para simular condiciones experimentales en diseños de registros de señales biomédicas. Además, los datos provistos sugieren que el mayor efecto en la disminución de la interfase de contacto se logra con una limpieza enérgica de la piel. El agregado de gel adicional a los electrodos comerciales

descartables provee poca mejora, con el consiguiente riesgo de desprendimiento mecánico del mismo.

REFERENCIAS

- [1] J. Rosell, J. Colominas, P. Riu, R. Pallas-Areny, and J. G. Webster, "Skin impedance from 1 Hz to 1 MHz," *Biomedical Engineering, IEEE Transactions on*, vol. 35, no. 8, pp. 649-651, 1988.
- [2] E. Spinelli and M. Mayosky, "A Practical Approach to Electrode-Skin Impedance Unbalance Measurement," *Biomedical Engineering, IEEE Transactions on*, vol. PP, no. 99, p. 1, 2003.
- [3] E. McAdams, J. Jossinet, A. Lackermeier, and F. Risacher, "Factors affecting electrode-gel-skin interface impedance in electrical impedance tomography," *Medical and Biological Engineering and Computing*, vol. 34, no. 6, pp. 397-408, Nov.1996.
- [4] E. J. Clar, C. P. Her, and C. G. Sturelle, "Skin impedance and moisturization," 26 ed 1975, pp. 337-353.
- [5] S. Grimnes, "Impedance measurement of individual skin surface electrodes," *Medical and Biological Engineering and Computing*, vol. 21, no. 6, pp. 750-755, Nov.1983.
- [6] M. Winterhalter, J. Schiller, S. Münte, M. Bund, L. Hoy, C. Weilbach, S. Piepenbrock, and N. Rahe-Meyer, "Prospective Investigation into the Influence of Various Stressors on Skin Impedance," *Journal of Clinical Monitoring and Computing*, vol. 22, no. 1, pp. 67-74, Jan.2008.
- [7] G. T. Louis, "Issues in Biometrics: Offset Potentials and the Electrical Stability of Ag/AgCl Electrodes," *Psychophysiology*, vol. 27, no. 2, pp. 236-242, 1990.
- [8] R. Merletti and H. Hermens, "Detection and conditioning of the surface EMG signal," in *Electromyography: physiology, engineering, and noninvasive applications*. R. Merletti and P. A. Parker, Eds. Wiley-IEEE, 2009, pp. 107-132.