

Técnica de medida de las resistencias tisulares en electrocardiografía

M. P. Alcalde*, V. Alcalde y M. P. Morellón

Biofísica Médica. Area de Fisiología
Facultad de Medicina
50058 Zaragoza (España)

(Recibido el 6 de octubre de 1987)

M. P. ALCALDE, V. ALCALDE and M. P. MORELLON. *Tissue Resistance Measurement Technique in Electrocardiography*. *Rev. esp. Fisiol.*, 44 (4), 353-358, 1988.

The determination of tissue resistances between electrical heart activity and the surface distal electrodes in order to obtain one point with nonexistent potential, has been sought by means of the introduction of one external resistance previously fixed, and connected to an ECG transducer. The potential changes originated will be directly proportional to the value of the added resistance; some simultaneous equations have been established to obtain the resistance values from the heart to the distal electrodes.

Key words: Tissue resistance, Electrocardiography, Unipolar Leads.

La determinación de las resistencias tisulares a la propagación de los potenciales desde el corazón hasta los puntos de la superficie cutánea, en los que se colocan los electrodos para obtener las derivaciones clásicas de extremidades, ofrece un interés básico para estudiar el electrodo indiferente de Wilson en los registros electrocardiográficos unipolares y para conseguir la obtención de un auténtico electrodo de potencial invariable al que atribuir el valor cero.

La desigualdad de las resistencias de los tejidos interpuestos entre los electrodos de las tres derivaciones clásicas de extremidades o entre el corazón y los tres electrodos de extremidades de un sujeto, ha sido estudiada y comprobada ya por va-

rios autores (2, 3, 6, 7, 10, 13) utilizando técnicas diversas sin que se hayan llegado a cuantificar.

En este trabajo se han realizado mediciones de las resistencias que ofrecen los tejidos a la propagación de los potenciales cardiacos hasta los electrodos utilizados en el registro de las derivaciones de extremidades, por medio de una técnica propia, con el fin de conseguir un electrodo realmente indiferente que permita la obtención de verdaderas derivaciones unipolares en el ser humano.

Material y Métodos

Se ha utilizado un polígrafo de ocho canales (Mingograf 82) equipado con nueve galvanómetros de inscripción por chorro

* A quien debe dirigirse la correspondencia

de tinta; el primero, para el registro del tiempo y, los restantes, para el registro de los fenómenos eléctricos. Su impedancia es superior a los 10 megaohmios con poder de discriminación de 1/1000, para las derivaciones bipolares de extremidades; sensibilidad hasta 30 mm/mV con longitud de chorro de los galvanómetros de 35 mm. La calibración es sincrónica en todos los canales con 1 mV. Su constante de tiempo en electrocardiografía es de 2 s con entradas de corriente de 1 mV. La frecuencia de respuesta es de 0 a 700 Hz. Linealidad superior al 3 %. Velocidades de desplazamiento del papel entre 2,5 y 1000 mm por segundo.

El polígrafo dispone de tres cables de distintos colores para la transmisión de las señales eléctricas desde los electrodos hasta los galvanómetros, y de varios programas para seleccionar la señal eléctrica que va a registrarse en cada canal. Se ha utilizado únicamente el programa primero, que introduce por el primer canal las diferencias entre los potenciales transmitidos por los cables rojo y amarillo; por el segundo, entre los cables rojo y verde, y por el tercero, entre los cables amarillo y verde. Los restantes canales introducen otras derivaciones no utilizadas en este estudio.

Se ha utilizado también un dispositivo diseñado para este trabajo que dispone de tres bornes de diferentes colores (amarillo, verde y rojo), para establecer las conexiones adecuadas. Entre los bornes amarillo y verde se han intercalado dos circuitos en paralelo, uno que contiene un reostato y otro que intercala un conmutador. Al conectar los bornes amarillo y verde por medio de cables conductores a dos electrodos colocados en la superficie del cuerpo humano, la corriente procedente del corazón atraviesa el reostato, experimentando una caída de potencial a lo largo del mismo. Esta caída de potencial dependerá de la magnitud de la resistencia que se selecciona para el reostato. El conmutador determinará el que el borne rojo del dispositivo

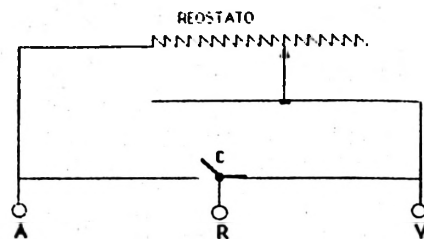


Fig. 1. Dispositivo utilizado para la incorporación de una resistencia conocida por una u otra extremidad de la derivación.

A = Borne amarillo, R = Borne rojo, V = Borne verde, C = Conmutador

quede conectado directamente con el amarillo y a través de la resistencia del reostato con el verde, o viceversa. Esto es, determinará que el reostato se suma a las resistencias tisulares de la extremidad conectada al borne amarillo o a las de la extremidad conectada al borne verde, respectivamente (fig. 1).

Para la lectura de las alturas de los complejos QRS en los trazados electrocardiográficos obtenidos se ha utilizado una lupa Peak, que está compuesta por tres lentes acromáticas, en dos grupos, y una escala de precisión fotoimpresa. El conjunto está integrado por el objetivo de 19 mm, el ocular de 18 y una escala de 26 mm de diámetro dividida en décimas de milímetro.

Por último, se ha dispuesto de un multímetro digital (Beckman, modelo Tech 300), para determinar los valores de la resistencia R, con escalas desde 0 a 200 Ohmios, de 0 a 2 K-Ohmios, de 0 a 20 K-Ohmios, de 0 a 200 K-Ohmios, de 0 a 2 M-Ohmios y de 0 a 20 M-Ohmios.

Los resultados de las mediciones, en cuarenta pacientes de ambos sexos con edades comprendidas entre 18 y 20 años, de las resistencias tisulares de los tejidos interpuestos entre el dipolo cardíaco y el electrodo de cada una de las extremidades que intervienen en las derivaciones I, II y III, tratados estadísticamente, quedan reflejados en la tabla I.

La medida de las resistencias tisulares

Tabla I. Valores en Ohmios de las resistencias tisulares en las derivaciones I, II y III y en los tejidos interpuestos entre el dipolo cardiaco y los electrodos de las extremidades que se especifican en la primera columna.

Relación de los coeficientes de variación y Test de normalidad correspondientes.

	Media	Máximo	Mínimo	Coef. Variac.	Test. Norm.
D. I	80.081	233.558	11.800	66,51	0,118
BD (I)	39.184	116.539	5.859	67,94	0,171
BI (I)	40.896	129.385	5.941	69,12	0,200
D II	79.650	325.962	12.007	79,39	0,092
BD (II)	41.770	244.520	4.949	96,90	0,107
PI (II)	37.880	157.347	7.058	81,02	0,125
D III	75.307	301.381	10.556	75,90	0,110
BI (III)	39.824	225.553	4.305	92,17	0,102
PI (III)	35.684	150.854	6.261	80,61	0,152

correspondientes a la D.I. se realizó colocando una pareja de electrodos en el brazo derecho (BD) y otra en el brazo izquierdo (BI) (en las caras interna y externa de ambas muñecas). El electrodo externo del brazo derecho (BD_e), se unió al borne amarillo de la caja de resistencias descrita anteriormente, y el electrodo externo del brazo izquierdo (BI_e) al borne verde, formando así parte de un circuito cerrado que tiene como fuente de potenciales el dipolo cardiaco equivalente, y como resistencias las de los tejidos interpuestos entre la fuente de potenciales y los electrodos externos de ambas muñecas más la resistencia exterior. En este circuito, variando la posición del conmutador de la caja de resistencias, tenemos dos posibilidades: a) Conmutador cerrado por el lado izquierdo, uniendo el borne rojo directamente con el amarillo (BD_e) y, a través de la resistencia exterior, con el verde (BI_e); y b) Conmutador cerrado por el lado derecho, uniendo el borne rojo directamente con el verde (BI_e) y, a través de la resistencia exterior con el amarillo (BD_e).

Los cables rojo, amarillo y verde del polígrafo se unieron al borne rojo de la caja de resistencias, al electrodo interno del brazo derecho (BD_i) y al electrodo interno del brazo izdo. (BI_i) respectivamente. En estas condiciones, en el tercer canal

del polígrafo quedarán registradas las diferencias de potencial entre BD_i y BI_i (que corresponden al electrocardiograma ordinario en derivación primera). Los registros en los canales primero y segundo del polígrafo van a depender de la posición del conmutador de la caja de resistencias:

a) cerrando el circuito por su lado izquierdo, en el primer canal quedarán registradas las caídas de potencial que se originen desde el dipolo cardiaco por el brazo derecho; y en el segundo canal las que se originen por el brazo izquierdo y por la resistencia exterior; b) cerrando el circuito por su lado derecho, en el primer canal quedarán registradas las caídas de potencial que se originen por el brazo derecho y por la resistencia exterior, y en el segundo canal, las que se originen por el brazo izquierdo.

En los dos casos, la suma de los potenciales instantáneos registrados al comparar el conductor del cortocircuito, con cada uno de los electrodos internos de ambas extremidades, en los canales primero y segundo, es igual al potencial registrado por el tercer canal, que corresponde a la derivación bipolar (BD-BI).

Al utilizar como corriente de medida la que se genera en el corazón, las impedancias de los tejidos son las propias de la señal fisiológica.

Cálculo de resistencias. — Para el cálculo de las resistencias ofrecidas por los tejidos al paso de la corriente cardíaca se utilizan como datos las alturas de QRS en tres trazados obtenidos con el conmutador cerrado por su lado izquierdo y otros tres por su lado derecho. A estas alturas se las expresa respectivamente como QRS_{BD} , QRS_{BI+R} y $QRS_{BD+QRS_{BI+R}}$; y en los tres últimos trazados, QRS_{BD+R} , QRS_{BI} y $QRS_{BD+R+QRS_{BI}}$.

Al cociente que establece la relación entre las medidas de QRS en brazo derecho y la suma de las medidas por brazo derecho y el brazo izquierdo más la resistencia añadida, se le llama a :

$$\frac{QRS_{BD}}{QRS_{BD+QRS_{BI+R}}} = a$$

Esta relación representa el valor relativo del potencial transmitido por brazo derecho atribuyendo el valor 1 al potencial total registrado en la derivación, y será igual a la relación entre las resistencias respectivas por las que se han transmitido los potenciales:

$$\frac{x}{x+y+z} = a \quad [1]$$

x representa el valor de las resistencias tisulares por el brazo derecho; y , el valor de las resistencias tisulares por el brazo izquierdo y z , el valor de la resistencia añadida, medida con el Multímetro.

Incorporando la resistencia exterior por el brazo derecho y razonando de forma análoga se puede establecer la siguiente relación:

$$\frac{QRS_{BD+R}}{QRS_{BI+QRS_{BD+R}}} = a'$$

y su valor será el mismo que el del cociente de las resistencias correspondientes:

$$\frac{x+z}{x+y+z} = a' \quad [2]$$

En esta igualdad, a , a' , y z tienen valores conocidos, mientras que x e y tienen valores desconocidos.

Con las expresiones [1] y [2], se puede formar un sistema de dos ecuaciones con dos incógnitas que una vez resuelto permite calcular los valores de x e y :

$$x = \frac{az}{a' - a} \quad y = \frac{x - ax - az}{a};$$

Los valores deducidos para x e y , representan las resistencias en Ohmios desde el dipolo cardíaco, hasta los electrodos dorsales de los brazos derecho e izquierdo respectivamente.

La misma técnica y el mismo razonamiento matemático son aplicables para la medición de las resistencias de los tejidos que intervienen en la propagación de los potenciales en las derivaciones II y III.

Resultados

Las medidas de resistencia obtenidas, una vez aplicadas las fórmulas a los datos de altura de las ondas QRS en 40 casos y su tratamiento estadístico se muestran en la tabla I. Se observa que el coeficiente de variación es alto, siendo los tejidos interpuestos entre el dipolo cardíaco y el brazo derecho con D II los que muestran mayor variabilidad, y los tejidos que integran la derivación I, los de menor variabilidad (coeficiente de variación = 96,90 y 66,51, respectivamente).

Los valores medios más altos de resistencia se obtienen en los tejidos que integran la derivación I (80.081 Ohmios), y los más bajos, en los de la derivación III (75.307 Ohmios).

El valor de resistencia por una extremidad varía según que ésta forme parte de una u otra derivación bipolar, resultado que concuerda con lo previsible, teniendo en cuenta que el camino recorrido por los potenciales hasta el electrodo de una ex-

tremidad es diferente si ésta forma parte de una u otra derivación.

Se ha comprobado que la magnitud de la resistencia añadida no influye en el resultado de las medidas de resistencias de los tejidos interpuestos en cada derivación entre la fuente de potenciales y los electrodos de extremidades.

Discusión

Las resistencias tisulares fueron valoradas por CRAWFORD y SMITH (5), introduciendo una corriente menor de 10 mA a través de los electrodos y midiendo a continuación el voltaje resultante entre ellos, el cual es proporcional a la impedancia de los tejidos y puede ser expresado directamente como valores de impedancia. En estas mediciones se ha empleado normalmente corriente alterna para evitar los efectos de polarización en los electrodos, pero no siempre se ha prestado atención suficiente a la elección de la frecuencia óptima, ni se ha tenido en cuenta que los aparatos de medida sólo son utilizables para corrientes de determinadas frecuencias. Como las impedancias tisulares poseen elementos de capacidad y elementos de resistencia, la impedancia medida cae al incrementar la frecuencia de la corriente aplicada (9). Aumentar la frecuencia de 1 a 100 Hz supone reducir a la mitad el valor de la impedancia estimada (5). Dos son las características técnicas diferenciales del trabajo aquí expuesto con relación a los anteriores: 1.^a Se ha utilizado como corriente de medida la generada en el corazón, con lo cual la impedancia medida será la real de los tejidos para la frecuencia de la señal fisiológica. Y como aparato de medida, el polígrafo descrito en el comienzo, diseñado para el registro específico de esas frecuencias. 2.^a Las mediciones realizadas por CRAWFORD y SMITH fueron hechas entre dos puntos de la piel a través de los que se aplica la corriente de medida, y por tanto reflejan la impedancia

de los tejidos interpuestos entre dichos electrodos por el camino seguido por la corriente de medida, el más corto posible y no el real de la derivación. Las medidas realizadas por el método descrito en el presente trabajo se refieren precisamente a los tejidos por los que se propaga el estímulo fisiológico en la derivación estudiada.

Dadas las grandes diferencias de los valores de las resistencias por una u otra extremidad, reflejadas por su alto coeficiente de variación, el electrodo indiferente (14) no actúa como tal, pudiendo llegar a tener potenciales positivos o negativos importantes que deformen los trazados monopolares, induciendo a errores diagnósticos. Si se supone positivo el potencial de un electrodo explorador en un instante determinado, al compararlo con un electrodo indiferente de potencial cero producirá una desviación positiva del trazado, pero al compararlo con un electrodo cuyos potenciales sean mayores que cero originará desviaciones de los trazados menos positivas, nulas e incluso negativas, según el grado de positividad que adquiera al electrodo de comparación.

En las derivaciones bipolares de extremidades la propagación de los potenciales cardíacos de forma desigual hacia los electrodos, condicionará el registro de valores que no se corresponden con los que obtendríamos si el dipolo estuviese centrado, haciéndose mayores en los electrodos más próximos al corazón y menores en los más alejados. Esto originaría errores al estimar el eje eléctrico que quedaría desviado hacia los electrodos más próximos con relación a lo que le hubiera correspondido realmente.

Las diferencias de magnitud de las resistencias tisulares intercaladas entre el dipolo cardíaco y cada uno de los electrodos de extremidades, no son uniformes en todas las personas, lo que nos impide establecer una corrección media incrementando las resistencias menores en la cuantía necesaria para aproximarlas a la mayor. La

corrección ha de realizarse individualmente para cada persona, después de haber medido sus resistencias tisulares por cada extremidad.

El suplementar las resistencias por cada una de las tres extremidades que componen el central terminal de Wilson, con una resistencia exterior alta, de igual magnitud, atenúa las diferencias en la propagación de los potenciales pero no neutraliza su suma.

Resumen

Se calculan las resistencias a la propagación de los potenciales cardiacos desde el dipolo cardiaco hasta los electrodos de extremidades que forman parte de una derivación, midiendo las modificaciones de la caída de potencial del complejo QRS de la misma señal fisiológica, por cada extremidad, después de añadir una resistencia exterior de valor conocido por una u otra extremidad. La magnitud de la variación es proporcional a la resistencia añadida, lo que permite el cálculo de la resistencia total de la derivación y de las parciales, correspondientes a cada extremidad. De la desigualdad manifiesta de las resistencias medidas por cada una de las tres extremidades que forman parte del electrodo indiferente de Wilson, se puede deducir la falta de neutralidad de dicho electrodo.

Palabras clave: Resistencia tisular, Electrocardiografía, Derivaciones monopolares.

Bibliografía

1. Akiyama, T., Richeson, J.F., Ingram, J.T. y Oravec, J.: *Cardiovas. Res.*, 12, 697-702, 1978.
2. Alcalde, V.: «La situación del dipolo cardiaco en el plano frontal». Tesis doctoral. Facultad de Medicina. Zaragoza. 1970.
3. Berson, A.S. y Pipberger, H.V.: *Am. Heart J.*, 76, 514-525, 1968.
4. Burger, H.C. y Van Milaan, J.B.: *Brit. Heart J.*, 10, 229-233, 1948.
5. Crawford, A.J. y Smith, P.D.: *J. Biomed. Eng.*, 1, 125-126, 1979.
6. Frank, E.J.: *Applied Physics*, 23, 1.225-1.228, 1952.
7. Goldberger, E.: *Am. Heart J.*, 23, 483, 1942.
8. Hill, R.F.: *Am. Heart J.*, 32, 72-81, 1946.
9. Olson, W.H., Schminke, D.R. y Henley, B.L.: *Med. Instrum.*, 13, 269-272, 1979.
10. Pozzi, L.: Basic principles in vector electrocardiography. Henry Kimpton. Londres. 1961.
11. Rudy, Y., Plonsey, R. y Liebman, J.: *Circ. Res.*, 44, 104-111, 1979.
12. Rudy, Y., Wood, R., Plonsey, R. y Liebman, J.: *Circulation*, 65, 440-445, 1982.
13. Stojan, M., Rezny, J., y Herles, F.: *Sb. Lek.*, 76, 307-312, 1974.