

LA RESISTENCIA CUTANEA Y SU IMPORTANCIA EN ELECTROCARDIOGRAFIA *

por el doctor

CARLOS GENTILE

Con el advenimiento del electrocardiógrafo de amplificación quedó prácticamente relegado al olvido el factor resistencia cutánea en la obtención de los trazados, debido posiblemente a la creencia generalizada de que la elevada impedancia de entrada de los mismos permitía prescindir de todas las precauciones hasta entonces tomadas con el uso de los aparatos de cuerda. Es propósito de este trabajo demostrar que, si bien este concepto es correcto para algunos aparatos, no lo es para todos, y que ello, unido al problema de la obtención de un Central Terminal bien equilibrado, hace altamente recomendable que en todos los casos y cualquiera sea el tipo de aparato en uso, se efectúe una buena preparación de la piel a fin de reducir al mínimo la resistencia cutánea.

Resistencia eléctrica del paciente: los electrodos de una derivación electrocardiográfica no recogen las diferencias de potencial tal como existen en la superficie cardíaca. Entre ésta y dichos electrodos existe una oposición al pasaje de la corriente, la que está integrada por los elementos esquematizados en la FIG. 1A (simplificada de Lepeschkin ¹ en la que:

R_i = resistencia de los tejidos y flúidos corporales del tronco y extremidades.

R_c = resistencia de la capa córnea de la piel subyacente a los electrodos. En realidad está constituida por una resistencia óhmica pura (R_c) (conductos glándulas sudoríparas llenos de secreción) en paralelo con una capacitancia (C_c) (polarización células):

R_p = resistencia de la pasta electrocardiográfica.

R_e = resistencia de la superficie de contacto pasta-electrodo, constituida también por una resistencia pura (R_e) en paralelo con una capacitancia (C_e) dependientes ambas de la formación de una película polarizada a ese nivel.

* Dispensario Antirreumático y Cardiovascular, Tandil, Argentina.

La resistencia de la pasta y de los tejidos es prácticamente despreciable (pocos cientos de ohms para $R_i^{1, 2}$). Las resistencias electródica y cutánea constituyen los elementos más importantes, designándose las en conjunto como "resistencia cutánea", "resistencia cutáneo-electródica" o "resistencia de contacto". Su valor es variable según la raza, sexo y edad, y en general se halla en relación inversa con la intensidad de la secreción sudoral. Dicho valor puede reducirse considerablemente en todos los casos mediante una buena preparación de la piel y el uso de electrodos de composición y tamaño adecuados.

Inconvenientes de una elevada resistencia cutánea: 1º) *Desequilibrio del electrodo indiferente (Central Terminal):* numerosos trabajos recientes^{3, 4, 5, 6, 7, 8, 9}, han demostrado que para la obtención de un C. T. equilibrado las tres ramas que lo forman deben tener igual resistencia. De lo contrario el potencial del mismo se desvía del valor correcto dando lugar a modificaciones de magnitud y polaridad de las ondas e.c.g. en las derivaciones unipolares. Este desequilibrio es más susceptible de aparecer cuando se usa el C.T. de Goldberger, debido a que su exactitud depende exclusivamente de las resistencias de contacto de los tres miembros. Es menos probable cuando se intercalan resistencias fijas que reduzcan al mínimo las posibles diferencias en las resistencias de los tres miembros (C.T. de Wilson). Wilson sugirió primero un valor de 25.000 ohms para dichos resistores¹⁰ y luego lo redujo a 5.000 ohms con el fin de disminuir la interferencia de la corriente alterada de la línea de canalización. Salvo este inconveniente, es teóricamente aconsejable usar el valor más alto posible a fin de que las resistencias cutáneas disimilares constituyan sólo una pequeña fracción de la resistencia total de cada rama de la red neutral, lo cual es particularmente importante cuando la preparación de la piel no ha sido rigurosa.

En la Tabla I se han agrupado los valores de las resistencias de contacto de los tres miembros en 10 sujetos. En los 5 primeros se utilizó una pasta inadecuada. Si en el caso nº 5 formáramos tres Centrales Terminales, el primero de Goldberger, el segundo de Wilson con resistencias de 5.000 ohms y el tercero de Wilson con resistencias de 50.000 ohms, los valores de las tres ramas de la red neutral serían respectivamente: 4.900, 2.900 y 17.100 ohms; 9.900, 7.900 y 22.100 ohms y 54.900, 52.900 y 67.100 ohms. Es fácil notar que el primer C. T. (de Goldberger) estaría muy desequilibrado en tanto que el tercero (de Wilson con resistencias de 50.000 ohms) se apartaría relativamente poco del potencial cero.

TABLA I

VALORES DE LA RESISTENCIA DE CONTACTO EN LOS TRES MIEMBROS EN 10 SUJETOS

Nº	Sujeto	Brazo derecho	Brazo izquierdo	Pierna izquierda
1	J. R.	3.950 ohms	1.750 ohms	4.350 ohms
2	E. C.	2.550 ..	1.150 ..	8.450 ..
3	H.B.	5.150 ..	9.850 ..	6.150 ..
4	L. R.	16.000 ..	6.000 ..	11.000 ..
5	M. de V.	4.900 ..	2.900 ..	17.100 ..
6	J. Z.	1.400 ..	1.850 ..	600 ..
7	F. F.	1.175 ..	1.225 ..	375 ..
8	M. de P.	2.755 ..	1.005 ..	825 ..
9	S. I.	1.055 ..	885 ..	1.195 ..
10	J. N.	275 ..	485 ..	685 ..

El mismo fin puede lograrse con una buena preparación de la piel y el uso de pastas adecuadas, como lo demuestran los cinco últimos casos de la Tabla I en los que la desigualdad de las resistencias de los miembros es más reducida, de tal modo que pueden ser ecualizadas con resistencias de valor más reducido (5 ó 10.000 ohms).

2º) *Disminución de amplitud y distorsión de las ondas del electrocardiograma.* — En la Fig. 1B se ha esquematizado el equivalente eléctrico del acoplamiento paciente-aparato. Prescindiendo momentáneamente de la capacitancia cutáneo-electródica (C_{ce}) se observa que la resistencia cutáneo-electródica (R_{ce}) forma con la resistencia de entrada del electrocardiógrafo (R_g) una divisora de tensión de tal modo que el potencial E_{Rg} presente en la grilla de la primera válvula (V_1) no es igual en amplitud al potencial E generado por el corazón, sino tan sólo una fracción del mismo, igual a:

$$E_{Rg} = \frac{E \times R_g}{R_{ce} + R_g} \quad (1)$$

De lo que resulta que cuanto más elevado sea el valor de R_g comparado con el de R_{ce} menor será la influencia que tendrá esta última sobre la amplitud de la onda. Así, en el paciente nº 4 de la Tabla I con 27.000 ohms de resistencia en la derivación II (16.000 del BD + 11.000 de la PI) las ondas de esta derivación se registrarán con una disminución del 12 % si se emplea un aparato con 200.000 ohms de impedancia de entrada y de sólo 0,003 % si se utiliza un aparato de 10 megohms.

RESISTENCIA CUTÁNEA EN ELECTROCARDIOGRAFÍA

Cuando la resistencia del paciente es muy elevada se produce además una distorsión de las ondas debido a la carga y descarga de la capacitancia cutáneo-electródica (C_{ce}) durante el paso de las mismas. Si suponemos, por un momento, que no existe R_{ce} y que el corazón produce una onda rectangular (E_1 , Fig. 1) de duración t , la forma de la onda resultante dependerá de la duración del impulso (t) y de la Constante de Tiempo ($C_{ce} \times R_g$) del circuito, de acuerdo a la siguiente fórmula:

$$\text{deformación } \% = \frac{t \times 100}{C_{ce} \times R_g} \quad (2)$$

donde t en segundos; C_{ce} en microfaradios y R_g en megohms.

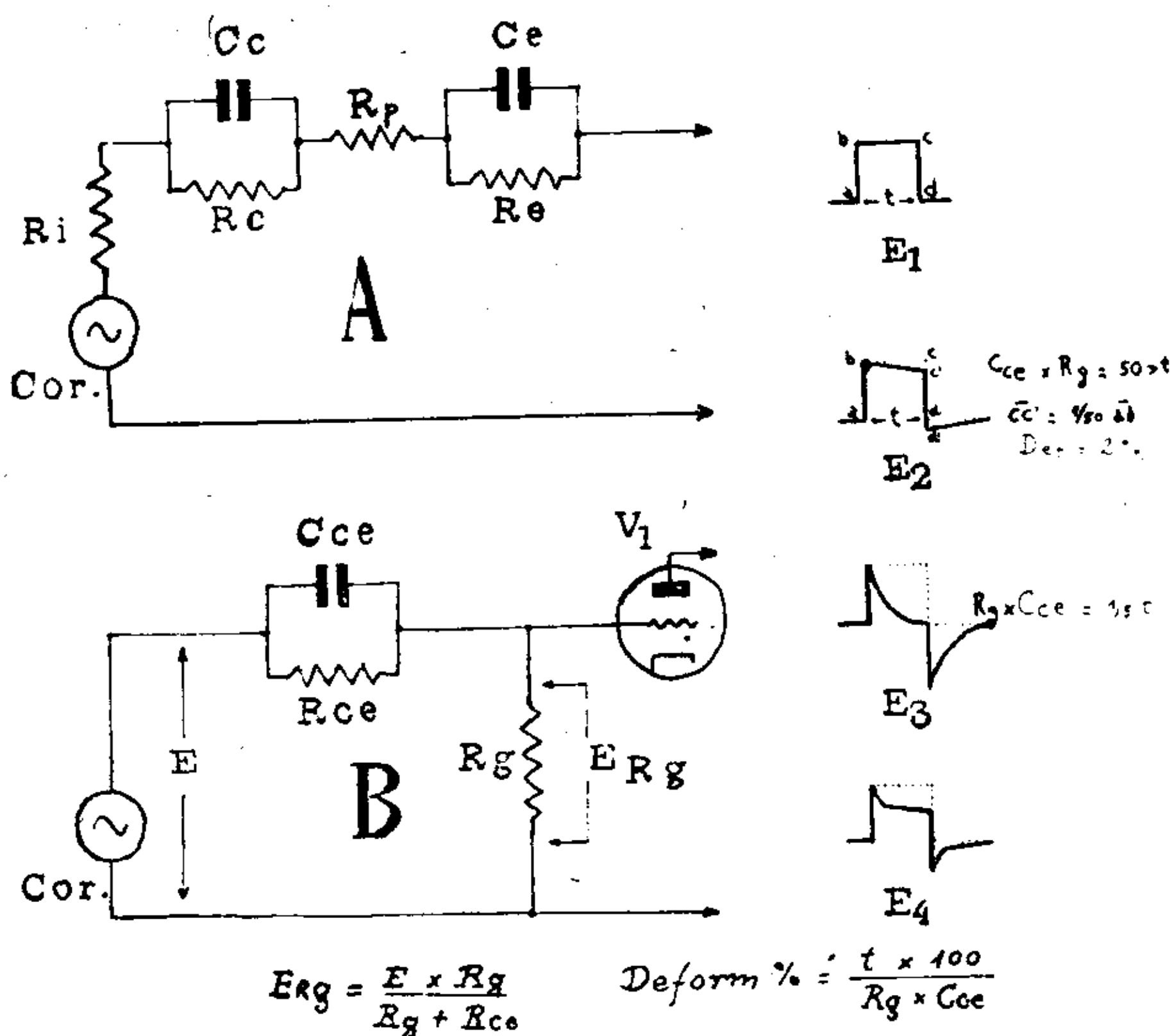


FIG. 1

La deformación de la onda rectangular E_1 se traducirá por una pendiente de la meseta bc debida a la carga de C_{ce} durante el pasaje del impulso, seguida de una onda en sentido opuesto producida por la descarga de C_{ce} una vez cesado el impulso. De acuerdo a la ec. (2) si $C_{ce} \times R_g$ es 50 veces mayor que t la deformación será de sólo 2% ($cc'/ab = 2\%$; onda E_2 , Fig. 1). Si R_g fuera en cambio 250 veces menor que en el caso anterior (lo que daría por resultado un producto $C_{ce} \times R_g = 1/5$ de t) se obtendría una onda

muy deformada (E_3 , Fig. 1). Como en la práctica siempre existe una resistencia (R_{ce}) en paralelo con la capacitancia cutáneo-eléctrica, dicha resistencia limita la caída de la meseta bc de modo que la onda aplicada a la entrada de V_1 adopta la forma E_4 (Fig. 1), difásica y artificialmente más prolongada que la supuesta onda E_1 generada por el corazón.

Se pueden obtener experimentalmente estos diversos tipos de ondas mediante el circuito de la fig. 2. Una divisora de tensión (R_1 - R_2) permite inyectar, al cerrar la llave S_1 , una onda rectangular de 2 mV al circuito de entrada de un electrocardiógrafo, sea directamente (posición 1, llave S_2) o a través de diversas combinaciones de R y C (posiciones 2 a 8 de la llave S_2). La influencia de la impedancia de entrada se comprobó mediante el empleo de 2 aparatos, el primero de los cuales (A) tenía una $R_g = 200.000$ ohms (aparato General Electric modelo B) y el segundo (B) aproximadamente 10 megohms (Stheto-Cardiette Sanborn). Las

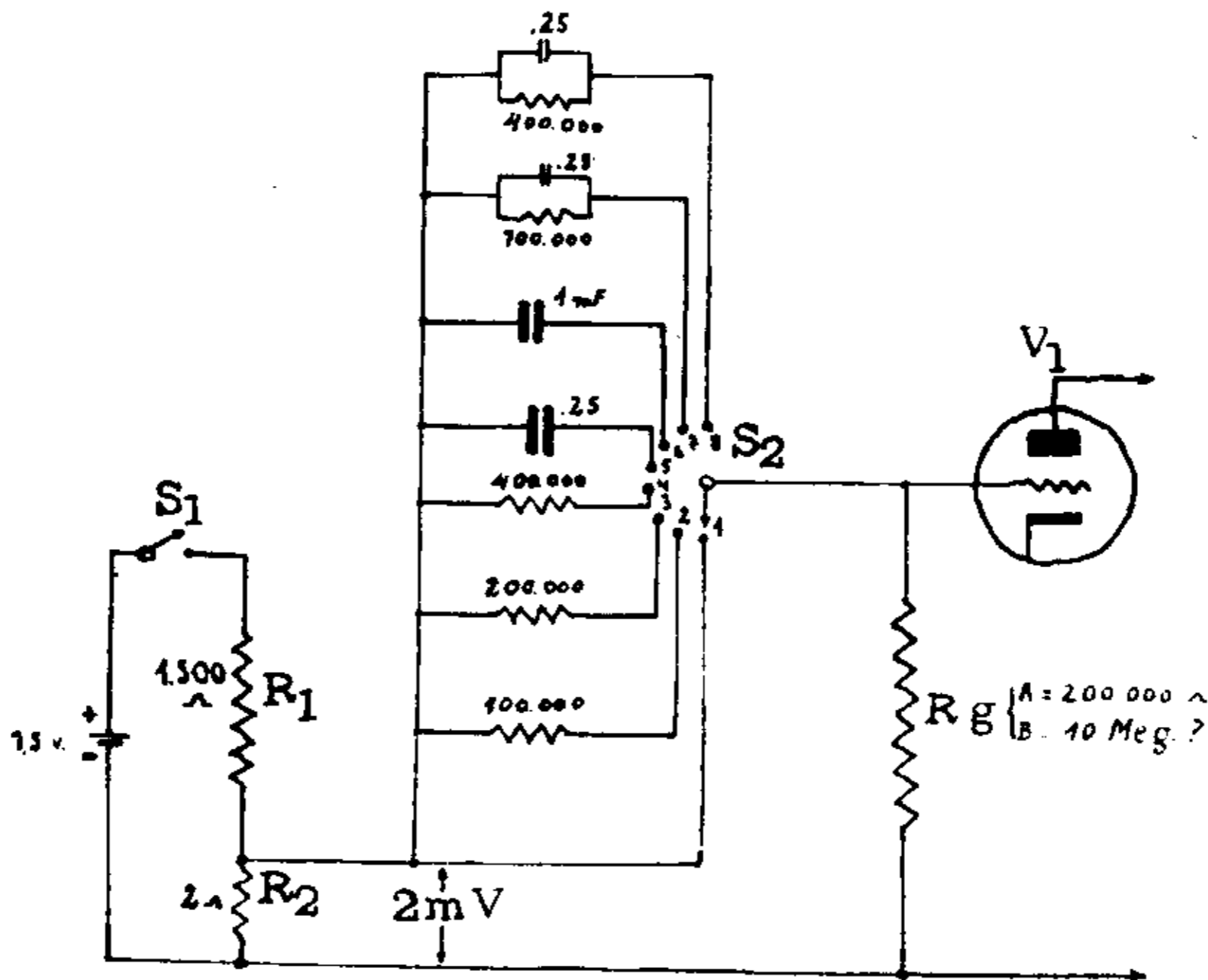


FIG. 2

ondas resultantes se muestran en la fig. 3, en la que el número colocado debajo de cada par de ondas indica la posición de S_2 , correspondiendo las filas A al aparato con una R_g de 200.000 ohms y las B al aparato de 10 megohms de impedancia de entrada. Un simple examen de la fig. 3 muestra que con el primer aparato (A) las ondas van disminuyendo progresivamente de altura en forma evidente a medida que se aumenta el valor de R (posiciones, 2, 3 y 4 de S_2) y que al intercalar un condensador las mismas son tanto más distorsionadas cuanto menor es el valor de C (posiciones 5 y 6 de S_2). La intercalación de un capacitor en paralelo con un resistor (posiciones 7 y 8) (equivalente más exacto de la resistencia y capacitancia cutáneo-eléctrica) produce una onda similar a la E_4 de la fig. 1. Es evidente además, que el efecto de todas estas combina-

RESISTENCIA CUTÁNEA EN ELECTROCARDIOGRAFÍA

ciones de R y C es casi nulo cuando se emplea el aparato B de alta impedancia de entrada: las ondas resultantes difieren muy poco en amplitud y forma de la obtenida en la posición 1 (inyección directa de la onda), demostrándose así experimentalmente que la respuesta de un aparato de impedancia realmente elevada (varios megohms) es casi por completo independiente de la resistencia cutánea.

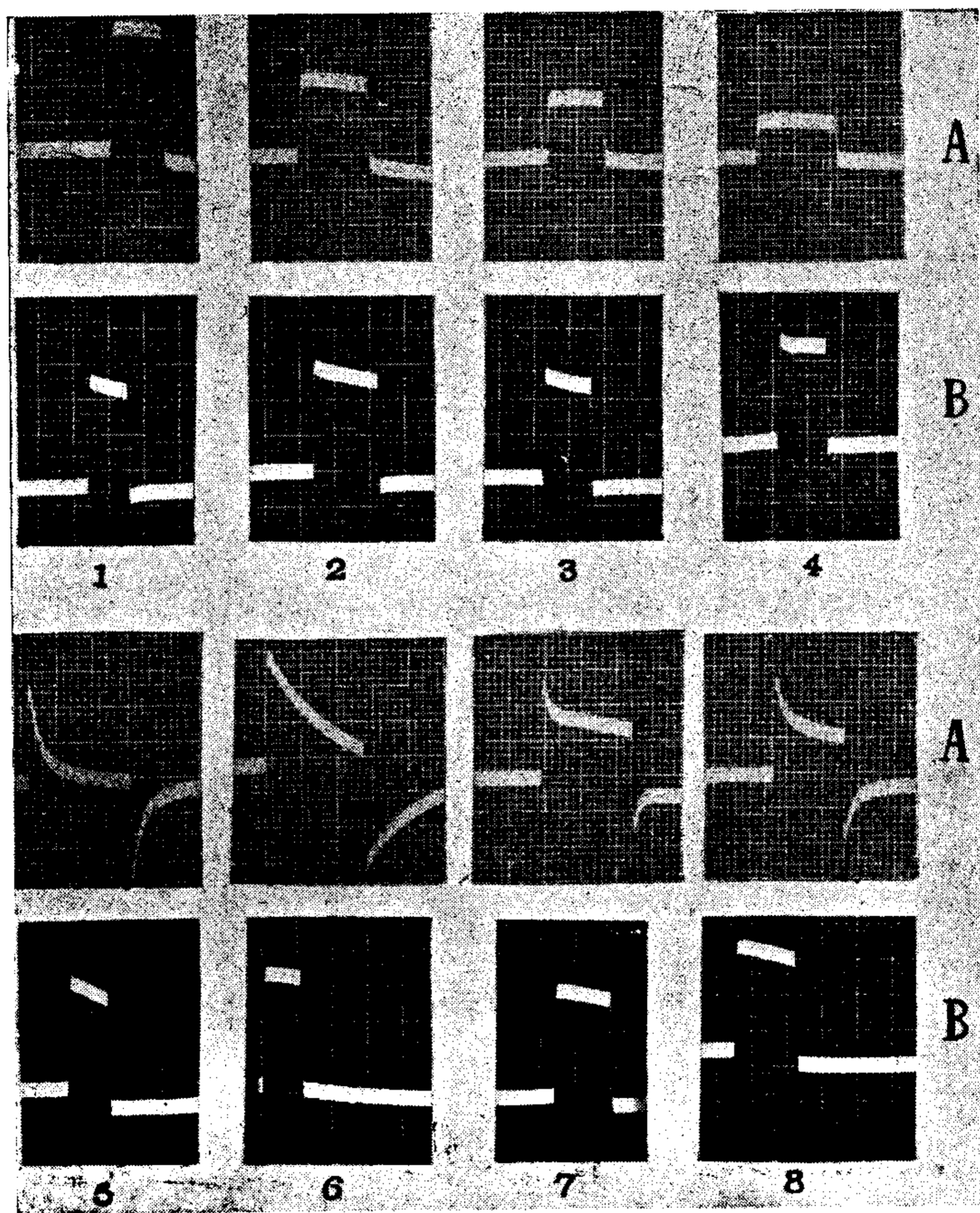


FIG. 3

En realidad, las ondas generadas por el corazón son triangulares, no rectangulares, pero el efecto de una elevada resistencia cutánea no varía, y consiste en una disminución del voltaje de la onda inicial (R por ejemplo) seguida de un resalto en sentido contrario (descarga del condensador) al cesar dicha onda (desplazamiento artificial del segmento RS-T, overshooting). Este efecto

fué estudiado por Schwarzschild y Kissin¹¹ (1934) al comprobar la acción de los condensadores intercalados en el circuito del galvanómetro de cuerda, estableciendo que el desplazamiento del segmento RS-T era proporcional a la amplitud y duración de la onda R e inversamente proporcional a la Constante de Tiempo de todo el circuito:

$$\text{desplazamiento de RS-T en mms} = \frac{H \times t}{2T} \quad (3)$$

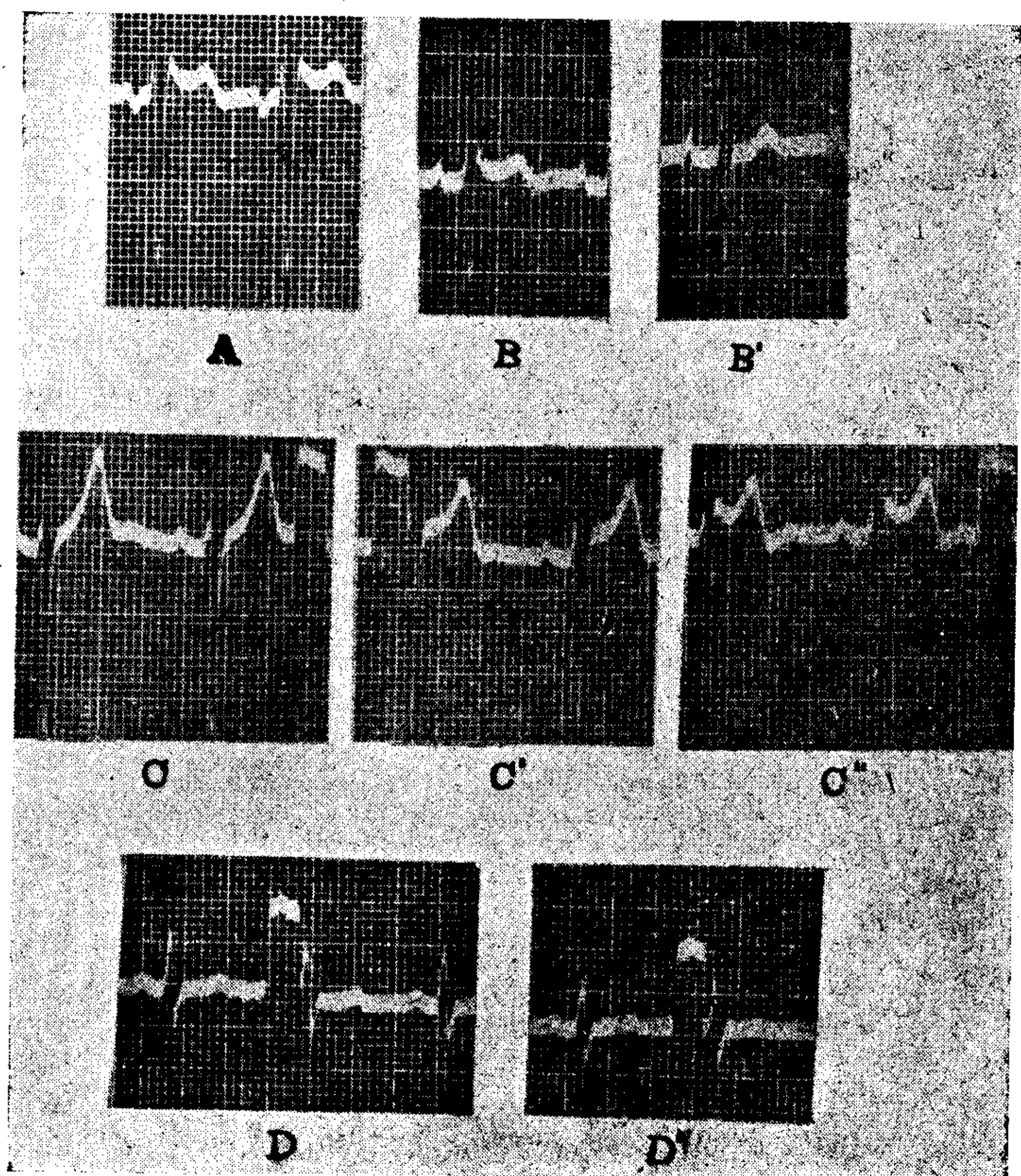


FIG. 4

donde H = amplitud en mms de R; t = duración de R en segundos; T = Constante de Tiempo en segundos ($R \times C$, siendo R en megohms y C = en microfaradios).

La ecuación (3) es similar a la (2) con la diferencia de que la deformación introducida por un circuito RC en un impulso triangular es la mitad de la producida en una onda rectangular de igual duración.

En la práctica los trazados electrocardiográficos pueden presentar las siguientes distorsiones a consecuencia de la elevada resistencia cutánea - baja impedancia de entrada del aparato:

1º) menor amplitud y vértice más precoz de la onda principal del QRS;

2º) aparente ensanchamiento artificial del QRS con aparición de una pequeña onda S o aumento de amplitud de ésta si ya existía, siguiendo a una R amplia (o aparición de una R' artificial siguiendo a una S amplia).

3º) desplazamiento artificial del RS-T en sentido opuesto a la desviación mayor del QRS.

4º) onda T aparentemente más pequeña, de vértice más precoz y con retorno prematuro a la isoeleétrica, seguida de fase negativa artificial (si la T es positiva) o de fase positiva artificial (si la T es negativa).

5º) la onda P puede presentar las mismas alteraciones que la onda T.

Las deformaciones que estamos estudiando son más susceptibles de ser notadas en las derivaciones precordiales por: (1) mala preparación habitual de la piel en esa región, lo que unido a (2) menor superficie del electrodo precordial da por resultado una elevada resistencia cutánea; (3) mayor amplitud de las ondas en esas derivaciones. Las derivaciones V1 y V2, por tener una S amplia y ausencia habitual de R' sirven particularmente para evidenciar el overshooting en cualquier trazado. Las figs. 4A y 4B son ejemplos típicos de esta distorsión: la onda S amplia es seguida de una aparente r', la que se continúa luego en forma imperceptible con un RS-T elevado y cóncavo hacia arriba. La fig. 4B' tomada en el mismo sujeto que la 4B pero con buena pasta y adecuada preparación de la piel representa la verdadera derivación VI sin distorsión, y con mayor amplitud de las ondas. La Fig. 4C corresponde a una V2 correctamente tomada. La 4C' se ha obtenido intercalando una resistencia de 200.000 ohms en paralelo con un capacitor de 1,mF y la 4C'' intercalando una de 200.000 en paralelo con un capacitor de 0,5 mF, reproduciéndose en ambas, especialmente en

la última, la misma distorsión que la producida por una elevada resistencia cutánea. En las precordiales izquierdas el fenómeno es menos evidente pudiendo manifestarse solamente por una disminución de R y aumento de S (fig. 4D correctamente tomada; 4D': la misma intercalando una resistencia de 200.000 ohms y un capacitor de 0,5 mF) lo que, por supuesto, no lo hace reconocible por la simple inspección del trazado. Todas las ondas reproducidas en la FIG. 4 han sido obtenidas con un aparato de baja impedancia de entrada.

DISCUSIÓN

De los dos tipos de errores introducidos por una elevada resistencia cutánea, el primero (desequilibrio del C.T.) es independiente del tipo de aparato utilizado y no puede ser reconocido a posteriori por la observación del trazado. El segundo (distorsión de las ondas por la capacitancia cutáneo-electrónica) es tanto más evidente cuanto menor es la impedancia de entrada del electrocardiógrafo y, a la inversa del anterior, puede ser reconocido por la simple inspección del trazado, especialmente de las derivaciones V1 y V2. Esta distorsión es, por las razones expuestas, más común en los aparatos de cuerda, pero una mala preparación de la piel puede hacerla aparecer también cuando se usan aparatos de amplificación con resistencia de entrada relativamente baja (200.000 ohms en el difundido aparato General Electric modelo B; 68.000 ohms en un moderno tricanal, según Lepeschkin¹²). Esto explica la relativa frecuencia de trazados con este tipo de deformación en artículos y libros de Cardiología de la literatura nacional y extranjera. Si bien muchas veces la presencia de dicha distorsión no ha dado lugar a una incorrecta interpretación del electrocardiograma, otras veces ha sucedido lo contrario. Sólo mencionaremos la frecuencia con que una R' en V1, motivo de conjeturas sobre su origen, obedece exclusivamente a una técnica defectuosa, y que en un reciente trabajo de Edeiken¹³ sobre elevación aparente o real del segmento RS-T en las precordiales derechas como una variante de la normalidad, la inspección de los trazados reproducidos permite asegurar que por lo menos en los casos 2, 3, 5, 7 y 9 dicha elevación es simplemente un artefacto. Por otra parte, la menor amplitud con que se registra en estos casos las ondas electrocardiográficas, puede interferir el diagnóstico de hipertrofia ventricular izquierda

o derecha, cuando se intente basar el mismo en la medición de los voltajes de R y S en las precordiales derechas e izquierdas (Sokolow y Lyon,^{14, 15}; Rosenbaum, Baudino y Moia¹⁶).

Los aparatos con impedancia de entrada elevada (varios megohms) permiten prescindir de las precauciones habituales en la aplicación de los electrodos sin que el contacto imperfecto de estos con la piel introduzca distorsión de las ondas por la capacitancia cutáneo-electrónica (fig. 3B). Queda sin embargo la posibilidad de un desequilibrio del C.T., tanto más probable según se vió, cuanto mayor es la resistencia cutánea. Por este motivo creemos conveniente que, en todos los casos y cualquiera sea el tipo de aparato de que se disponga, los electrodos sean aplicados siguiendo una técnica rigurosa. Para este fin conviene elegir una zona de piel fina y sin pelos, desengrasarla mediante alcohol o bencina y aplicar luego mediante frotaciones enérgicas, una pasta conductora que contenga partículas abrasivas a fin de aflojar las células córneas y saturarlas, lo mismo que los conductos de las glándulas sudoríparas, con electrolitos (1). Pastas adecuadas son las comerciales (Redux, etc.) o bien las preparadas de acuerdo a las fórmulas de Jenks y Graybiel¹⁷, Cossio¹⁸, etc. Creemos pésima la práctica de preparar dichas pastas mediante el simple expediente de agregar sal a los fijadores comunes de cabello. Estos contienen sustancias aceitosas que actúan como aislantes de tal modo que la medición de las resistencias de contacto acusa valores desusadamente elevados. Es importante, también evitar la mala conducción por corrosión química de los electrodos, asegurándose que éstos estén limpios y brillantes.

Es posible medir la resistencia de cada derivación y la resistencia de contacto en cualquier punto del organismo. Goldberger¹⁹ describió un método para ser empleado con galvanómetros de cuerdas y Jeanneret²⁰ otro aplicable a los electrocardiógrafos de válvulas, pero que implica el uso de un divisor de tensión y una pila de 1.5 voltios. Nosotros hemos ideado un procedimiento más simple, basado en el que se utiliza en electrónica para medir la impedancia de salida de los amplificadores audiofrecuentes a una frecuencia dada. Requiere solamente como elemento adicional un resistor de 5.000 ó 10.000 ohms provisto de terminales largos con clips en sus extremos. Sirve solamente para aparatos de amplificación. Si se desea medir, por ejemplo, la resistencia de las derivaciones I, II y III, se toma en primer lugar un trazado de dichas derivaciones en la forma habitual, cada uno con su onda de estandarización. Luego se vuelve a tomar dichas derivaciones, pero esta vez conectando los terminales del resistor de 5 ó 10.000 ohms a los electrodos correspondientes de cada derivación, normali-

zando nuevamente las mismas. Se mide cuidadosamente la altura de una onda (R por ejemplo) en cada derivación, antes y después de conectar el resistor, sacándose el promedio de 3 ó más latidos e introduciéndose las correcciones necesarias si la estandarización fuera distinta. Luego se aplica la fórmula:

$$R_D = \frac{R \times A}{A_R} - R \quad (4)$$

donde R_D = resistencia de la derivación

R = valor en ohms del resistor (5.000 ó 10.000)

A = voltaje de la onda antes de conectar el resistor

A_R = voltaje de la misma onda después de conectar el resistor en paralelo

Por ejemplo, si la onda R mide 10 mms. en der. II antes y 8 mm. después de conectar un resistor de 10.000 ohms a los electrodos del BD y PI, la resistencia será:

$$R_{II} = \frac{10.000 \times 10}{8} - 10.000 = 2.500 \text{ ohms}$$

Una vez determinadas las resistencias de las derivaciones I, II y III se pueden conocer las resistencias de contacto a nivel de cada miembro aplicando las fórmulas de Goldberger¹⁹:

$$R_{BI} = \frac{R1 + R3 - R2}{2} \quad R_{BD} = \frac{R1 + R2 - R3}{2} \quad \text{y} \quad R_{PI} = \frac{R2 + R3 - R1}{2}$$

También es posible medir la resistencia de contacto a nivel de las derivaciones precordiales. Más detalles del procedimiento se darán en un trabajo posterior.

Finalmente deseamos señalar que la onda rectangular de normalización puede servir para comprobar la eficacia del acoplamiento paciente-electrocardiógrafo siempre que la misma pueda ser introducida en cualquier derivación de tal modo que recorra, como las ondas generadas por el corazón, el circuito eléctrico del paciente. Esto no es posible con todos los aparatos ya que en algunos de ellos dicha onda es inyectada directamente a la grilla de la primera válvula, como se deduce del hecho de que la misma puede ser registrada aun con los cables de la derivación en estudio desconectados. En este último caso, la obtención de una onda rectangular correcta, sólo sirve para indicar el correcto funcionamiento del amplificador del aparato, pero no informa sobre la bondad del acoplamiento paciente-aparato. Por estas razones, no basta como supone Edeiken una onda de normalización sin distorsión para descartar el error de técnica en sus casos de segmento RS-T elevado.

SUMARIO

Una elevada resistencia cutánea puede introducir dos clases de errores en el trazado electrocardiográfico. El primero de ellos se observa en las derivaciones unipolares y depende de un desequilibrio del Central Terminal resultante de la desigual resistencia de contacto de los tres miembros. Este efecto es independiente del tipo de aparato utilizado y es tanto más probable cuanto mayor sea la resistencia cutánea y menor el valor de los resistores fijos intercalados en la red neutral del C.T. El segundo, consistente en una disminución de amplitud y distorsión de las ondas electrocardiográficas, puede hacerse presente en cualquier derivación, y, a la inversa del anterior, depende del tipo de electrocardiógrafo utilizado, siendo tanto mayor cuanto menor es la impedancia de entrada del aparato y mayor la resistencia cutánea. Por ello es más común en los aparatos de cuerda, pero se hace también presente en algunos electrocardiógrafos de válvulas e incluso en algunos multicanales modernos. La distorsión se evidencia más fácilmente en las derivaciones precordiales derechas (V1-V2) donde puede dar lugar a la aparición de una deflexión tardía (R') y a una elevación del segmento RS-T, ambas artificiales. Estos errores se evitan mediante una buena preparación de la piel y el uso de una pasta conductora adecuada. Finalmente se describe un método sencillo que permite medir la resistencia de contacto en cualquier punto del organismo y comprobar así la eficacia del procedimiento seguido en la aplicación de los electrodos.

BIBLIOGRAFIA

1. *Lepeschkin E.* — Modern Electrocardiography. Vol. I, Baltimore, 1951 21, 22, 23.
2. *Richter, C. P. and Woodruff, B. G.* — 1941 (citados por Goldberger, E.).
3. *Bryant, J. M., Johnston, F. D. and Wilson, F. N.* — Am. Heart J., 1949, 37, 321.
4. *Rappaport, M. B. and Williams, C.* — Am. Heart J., 1949, 37, 892.
5. *Kert, M. J. and Bryant, J. M.* — Am. Heart J., 1949, 37, 1035.
6. *Cronvich, J. A., Conway, J. P. and Burch, G.* — Circulation, 1950, 2, 111.
7. *Langner, P. H., Malvern Benjamin J. and Moore, S. R.* — Circulation, 1952, 5, 878.
8. *Kesselman, R. H.* — Am. Heart J., 1954, 47, 360.
9. *Schwarzschild, M. A., Hoffman, I. and Kissin, M.* — Am. Heart J., 1954, 48, 235.
10. *Wilson, F. N., Macleod, F. D. and Barker, P. S.* — Am. Heart J., 1934, 9, 447.
11. *Schwarzschild, M. and Kissin, M.* — Am. Heart J., 1934, 9, 517.
12. *Lepeschkin, E.* — Am. Heart J., 1952, 44, 62.

13. *Edeiken, J.* — *Am. Heart J.*, 1954, 48, 331.
14. *Sokolow, M. and Lyon, T. P.* — *Am. Heart J.*, 1949, 37, 161.
15. *Sokolow, M. and Lyon, T. P.* — *Am. Heart J.*, 1949, 38, 273.
16. *Rosenbaum, M. B., Baudino, C. y Moia, B.* — *Rev. Arg. Cardiol.*, 1950, 17, 301.
17. *Jenks, J. L. and Graybiel, A.* — *Am. Heart J.*, 1935, 10, 693.
18. *Cossio, P.* — *Rev. Arg. Cardiol.*, 1939, 6, 104.
19. *Goldberger, E.* — *Brit. Heart J.*, 1951, 13, 549.
20. *Jeanneret, P.* — *Brit. Heart J.*, 1951, 13, 43.

R E S U M E

Una resistenza cutanée élevée peut introduire deux classes d'erreurs dans l'électrocardiogramme. La première peut être observée dans les dérivations unipolaires et dépend d'un déséquilibre du Central Terminal que résulte de la résistance inégale de contact entre les 3 membres. Ce défaut est indépendant du type d'appareil utilisé et est d'autant plus probable quand la résistance cutanée est plus grande, et quand la valeur des résistances fixes intercalés dans le réseau neutre du Central Terminal, est moindre. La seconde qui consiste en une diminution d'ampleur et distorsion des ondes électrocardiographiques peut se trouver dans n'importe quelle dérivation, et, à l'inverse de l'autre elle dépend du type d'électrocardiographe utilisé étant plus grande quand plus petit est l'impédance d'entrée de l'appareil, et la résistance cutanée plus grande. La distorsion ce fait plus évidente dans les dérivations précordiales droits (V_1 - V_2) où elle peut originer une déflexion tardive (R') et une élévation du segments RS-T, étant les deux artificielles. On décrit une méthode simple qui permet de mesurer la résistance de contact dans un point quelconque de l'organisme, et prouver ainsi l'efficacité du procédé suivit dans l'application des électrodes.

SUMMARY

High skin resistance may induce two kinds of artifacts in the ecg:

1) The one observed in the unipolar leads depends on a lack of equilibrium in the central terminal and is related to the different resistance of the three limbs. This effect is not dependent on the type of ecg apparatus used and is more probable to observe it the higher the skin resistance and the lower the internal resistance of the central terminal area.

2) A second kind of artifact decreases and distorts electrocardiographic waves in any lead. This is related to the ecg apparatus since it is more apparent when the apparatus has a high impedance. Such an artifact is more easily seen on right precordial leads (V_1 - V_2) where a late R' and an artificially elevated ST segment may be observed.

A simple method to measure contact resistance is described; methods for properly placing electrodes can thus be tested.

ZUSAMMENFASSUNG

Ein erhöhter Hautwiderstand kann zwei Arten von Fehlern in der elektrokardiographischen Verzeichnung hervorrufen. Der erste wird bei den einpoligen

RESISTENCIA CUTÁNEA EN ELECTROCARDIOGRAFÍA

Ableitungen beobachtet und hängt von der Störung des Gleichgewichts der Central Elektrode ab der durch den ungleichen Berührungswiderstand der drei Gliedmassen entsteht. Dieser Effekt ist unabhängig von der Type des verwendeten Apparates und umso wahrscheinlicher je grösser der Hautwiderstand und je kleiner die Grösse der fixen Widerstände, die in neutralen Netz der Central Elektrode eingeschaltet sind, ist. Der zweite, der in einer Verminderung der Amplitude und Entstellung der elektrokardiographischen Zacken besteht, kann in jeder Ableitung auftreten, hängt in Gegensatz zum vorherigen von der Type des verwendeten Apparates ab und ist umso grösser je kleiner die Widerstände des Apparates und je grösser der Hautwiderstand ist. Die Entstellung tritt leichter in den rechten präkordialen Ableitungen in Erscheinung (V_1-V_2), wo sie das Auftreten eines verspäteten Abfallens (R') und einer Erhöhung des Segmentes RS-T-beides Kunstprodukte- verursachen kann.

Es wird eine einfache Methode beschrieben, die es erlaubt den Berührungswiderstand an einem beliebigen Punkt des Organismus zu messen und so die Wirksamkeit des bei der Anwendung des Elektrodenverfolgten Verfahrens zu ermitteln.