

$$n = K(E_1 + E_2 + \dots) \frac{S}{4\pi d^2} \times C \times 3,7 \times 10^{10} \text{ c. p. s.}$$

comparando esta expressão com eq. (3) obtém-se

$$(11) \quad \frac{n}{r/\text{hora}} = \frac{3,7 \times 10^{10}}{5570} \times \frac{Ks}{4\pi} = \text{const.}$$

Chegaremos assim ao interessante resultado de que, *na presença de radiação gama de energias compreendidas entre  $E_a$  e  $E_b$ , a contagem por unidade de tempo de um tubo de Geiger, pode ser referida a roentgens por hora, e a indicação do tubo é portanto equivalente à de uma câmara de ionização.*

A possibilidade da medição da intensidade de dose de radiação  $\gamma$  com tubo de Geiger torna possível estender o alcance de tais medições abaixo dos mais baixos valores detectáveis pelo método das câmaras de ionização, as quais dão leituras mínimas da ordem

de 1 miliroentgen por hora. As medições com tubos de Geiger podem detectar intensidades de dose tão baixas como alguns microroentgens por hora. Por outro lado temos sempre feito notar o facto de que há um limite superior para a ordem de medidas útil (linear) dos tubos de Geiger, devido aos efeitos de saturação no tubo. Na prática, se se pode admitir uma perda de contagens de cerca de 10 a 20%, aquele limite superior corresponde a uma contagem por unidade de tempo da ordem de 1.000 a 1.500 c. p. s., equivalente a uma intensidade de dose da ordem de 20 ou 40 miliroentgens por hora, dependendo da eficiência do tubo para raios gama.

Tracerlab, Inc. — European Office  
Artigo amavelmente cedido pelos Serviços Científicos desta firma. (Outubro 1951).

TRADUÇÃO DE  
LÍBANO MONTEIRO

## 10. SECÇÃO LIVRE

### BASES FÍSICAS DA ELECTROCARDIOGRAFIA (1)

#### I — Panorama das teorias da electrocardiografia e algumas das suas dificuldades

##### A — Fenómenos bioeléctricos em geral.

A Bioelectricidade nasceu de uma observação fortuita. Em 1790, Galvani ao constatar que as patas de rãs suspensas por ganchos de cobre a uma balastrada de ferro se contraíam, teve a ideia que essas contrações seriam devidas a correntes de origem animal. É bem conhecida a sua controvérsia com Volta e como se demonstrou que era errada a interpretação de Galvani. Mas Volta também não tinha razão negando as correntes de origem animal; as observações de Galvani na pata galvanoscópica tornavam-nas muito plausíveis e, efectivamente, com a invenção do galvanómetro demonstra-se de modo incontestável a sua existência [1].

Sabe-se hoje que entre as células dos organismos vivos e o meio intersticial existe, quando as células estão em repouso, uma

diferença de potencial que se pôde medir directamente em células vegetais gigantes (de algas dos géneros *Valonia* e *Nitella*,) em ovos e mais recentemente em células animais relativamente pequenas utilizando microelectrodos. Esta polarização da superfície celular é, em geral, tal que o interior é negativo em relação ao exterior [2-3].

O potencial de repouso pode variar em relação com modificações passivas das células quer sem lesão, alterando-lhes a forma ou sujeitando-as a pressões moderadas, quer lesando-as por acções físicas ou químicas. Maior interesse biológico têm as modificações de carácter activo, espontâneas ou provocadas.

(1) Este é o primeiro de uma série de artigos cujo objectivo é chamar a atenção dos físicos para um importante campo de investigação teórica e experimental de física aplicada à medicina.

Para o experimentador são as últimas as mais importantes. Todos estudaram que a «irritabilidade» é uma propriedade fundamental dos seres vivos; a reacção aos estímulos consiste em diversas alterações, mas de que são sempre concomitantes variações de potencial entre o meio intracelular e o meio exterior.

Os fenómenos são naturalmente de estudo mais fácil nas células «irritáveis por excelência»: as células nervosas. A excitação de um ponto de uma destas células, provoca a propagação ao longo dos seus prolongamentos e, em especial, ao longo de mais comprido — o cilindro-eixo — de uma alteração que se denomina *impulso nervoso*. Este acompanha-se de fenómenos eléctricos e possivelmente identifica-se com eles.

Considere-se um exemplo típico:

Cole e Curtis [4-5-3] introduziram num cilindro-eixo de *Loligo Pealis* um microeléctrodo formado por uma agulha capilar isolada excepto na ponta e colocaram outro microeléctrodo exteriormente e exactamente no ponto fronteiro da membrana. Mediram, entre os dois eléctrodos, uma diferença de potencial de repouso (da ordem de 50 mV). Quando o cilindro-eixo era percorrido por um impulso a diferença de potencial variava bruscamente e o oscilógrafo registava então uma curva do tipo representado na Fig. 1.

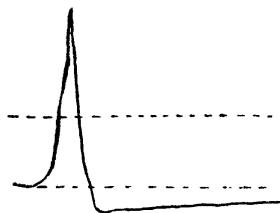


Fig. 1

Potencial de acção do axónio de *Loligo Pealis* (v. texto). A linha horizontal superior corresponde a um potencial nulo através da membrana. A linha inferior corresponde ao potencial de repouso (58 mV) o exterior sendo positivo.

Este electrograma é complexo como o são em geral os electrogramas de todas as células; há primeiro uma ou mais flutuações rápidas de potencial seguidas de flutuações muito

mais lentas e geralmente menos amplas — os «afterpotentials». Admite-se que somente as primeiras correspondem ao processo de excitação em relação com a passagem do impulso (despolarização e mesmo polarização invertida). As segundas são provavelmente determinadas pelos processos de reconstituição da polaridade de repouso. O estudo destes «afterpotentials» é particularmente difícil, constituindo um capítulo ainda muito nebuloso.

Cole e Curtis puderam registar simultaneamente o electrograma e a curva da variação da impedância da membrana e verificaram que a variação brusca e ampla inicial do potencial (spike potencial) se acompanha de uma diminuição também brusca daquela impedância (ou seja de um curto circuito local). Estes fenómenos eléctricos, como se disse, parecem ter um papel importante na condução do impulso e possivelmente identificam-se com ele: de facto pode-se bloquear o impulso numa zona de um cilindro-eixo e no entanto conseguir que ele passe além da zona bloqueada simplesmente estabelecendo uma ponte condutora que a tranponha.

Do conjunto das suas investigações C. e C. concluíram que seria aceitável para a representação duma membrana celular em repouso o esquema eléctrico da Fig. 2. As membranas das células vivas, e em especial do organismo humano podem considerar-se redes de cadeias

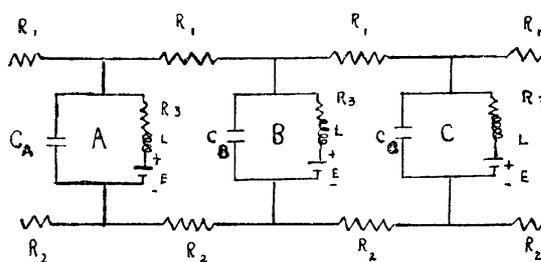


Fig. 2

de prótidos com uma ou mais camadas entre as quais ficam retidos água, iões diversos, lipoides, prótidos solúveis etc. Estas diversas substâncias tendem a distribuir-se na rede de acordo com a distribuição dos grupos lipófilos, hidrófilos, etc. e de um e de outro lado da

membrana, em particular, os iões repartir-se-ão consoante a sua mobilidade, as suas dimensões em relação aos poros da rede, a selectividade da membrana que será permeável a cations ou anions, conforme a sua riqueza nos agrupamentos  $\text{COO}^-$  ou  $\text{NH}_3^+$  respectivamente e portanto em relação com o PH do meio e que, a par da sua estrutura peculiar e finura das suas malhas, condicionará coeficientes de repartição variáveis das várias substâncias no fluido de características próprias retido nos seus poros. No esquema da Fig. 2 tem-se em consideração a capacidade da membrana (C) e pelo conjunto  $R_3$ , L e E procura representar-se as características de permeabilidade.  $R_3$  porém tem valor diferente consoante o sentido da corrente (propriedades rectificadoras da membrana — Fig. 3) L é necessitada por fenómenos como as oscilações das curvas inferiores da mesma Fig. 3 e E é uma força eléctro-motriz devida a potencias de difusão e outros.

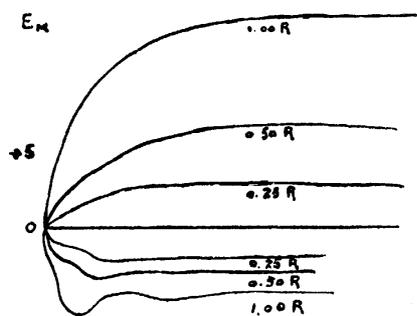


Fig. 3

*Variações do potencial de membrana no ânodo e no cátodo depois da aplicação de uma corrente constante de 0,25, 0,5 e 1,0 Reobase. Notar que as variações de potencial são maiores no ânodo (curvas superiores), evidenciando as propriedades rectificadoras da membrana (segundo C e C; curvas registadas ao axónio de L. P).*

A excitação da membrana corresponde a uma diminuição brusca da resistência e desaparecimento da F. e. m. local, por ex. em A, o que permite a descarga de condensador  $C_B$  através das resistências  $R_1$ , e  $R_2$  a corrente que passa através  $R_3$  nestas condições sendo suficiente para «excitar» este segmento, que fica em curto circuito, facilitando a descarga do condensador  $C_C$  e assim sucessivamente.

É óbvio que quando a célula se encontra mergulhada num meio suficientemente extenso e suficientemente condutor, como secede quando faz parte de um tecido num organismo vivo a única resistência apreciável é  $R_2$  sendo ela que determina a rapidez de propagação do impulso e sendo portanto ao longo da célula que se estabelece nas várias fases do processo de despolarização e na sequente repolarização um gradiente longitudinal de potenciais. O meio circundante da célula (supondo-a ainda fazendo parte integrante dum tecido dum organismo vivo) pode ser assimilado a uma rede de condutores electrolíticos (o meio intersticial), tendo em derivação numerosos circuitos do tipo da Fig. 2 (células). O processo de excitação corresponde à transformação duma das malhas num circuito de descarga de um condensador através de resistências e indutâncias.

Esta corrente de descarga distribuir-se-á na rede a três dimensões e naturalmente em cada um dos seus pontos o potencial varia momentaneamente. As variações de potencial locais nos segmentos puramente resistivos estarão relacionadas de acordo com a lei de Ohm, com a condutibilidade e a densidade de corrente locais. Admitindo as necessárias hipóteses conhecidas da teoria geral dos circuitos eléctricos [6] serão aplicáveis o princípio de sobreposição (recorde-se que pressupõe a constância dos vários parâmetros  $R$ ,  $L$  e  $C$ ), o teorema de Thévenin; etc..

## B — Campo eléctrico do coração.

Os fenómenos eléctricos que correspondem à excitação das fibras musculares estriadas e do coração não seriam essencialmente diferentes dos que descrevemos e tem lugar nos nervos.

O coração humano é formado normalmente como se sabe, por duas aurículas e dois ventrículos separados por septos. O músculo cardíaco (miocárdio) é constituído pelo conjunto de grande número de fibras musculares com pontes unitivas mais ou menos numerosas, formando sincícios. Crê-se que sejam

de dois tipos: a maioria do tipo de fibras musculares estriadas que constituem a massa muscular contrátil; outras, mais raras, histologicamente diferenciadas daquelas, que constituem o chamado tecido específico, cujas células são capazes de gerar estímulos independentemente de acções exteriores, estímulos que o mesmo tecido pode conduzir rapidamente para as fibras musculares contrácteis.

Habitualmente os estímulos gerar-se-iam ritmicamente numa zona de tecido específico da aurícula direita (nó sinusal). — Ver Fig. 4 que o transmitiria às aurículas e ao nó de Tawara. Deste pelo feixe de His ao longo do do septo interventricular e pelas suas ramificações (rede de Purkinje) seria conduzido à superfície interior dos dois ventrículos.

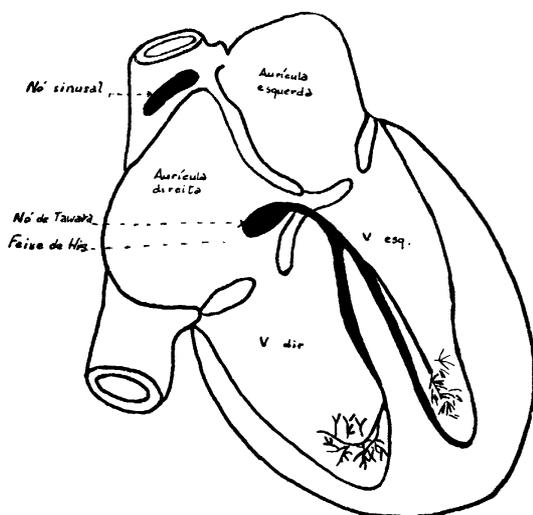


Fig. 4

As variações da diferença de potencial entre dois pontos do corpo devidas à excitação de uma fibra muscular cardíaca poder-se-ia determinar teoricamente se se conhecesse com exactidão a constituição da rede referida na secção anterior equivalente, sob o ponto de vista eléctrico, ao corpo humano. O problema é excessivamente complexo para que tenha sequer sido abordado directamente e é possível que nunca seja resolvido com aproximação suficiente.

Na alternativa de um empirismo absoluto e de uma teoria simplicadora (ou mesmo simplista) a sujeitar ao controle experimen-

tal, pende-se naturalmente para esta última.

Admite-se que as variações de potencial são suficientemente lentas para que a cada momento o campo eléctrico criado pelas fibras cardíacas seja um campo estacionário. Considera-se o meio puramente resistivo, as diferenças de potencial criadas entre dois pontos próximos ao longo das fibras durante a excitação assim como as diferenças de potencial correspondentes à polarização de repouso etc. equivalentes a dipolos. O corpo humano é suficientemente condutor para que se possa definir um campo de vectores  $\vec{J}$  diferentes de zero e portanto tangentes em condições estacionárias em cada ponto da sua superfície. A densidade de corrente devida a actividade cardíaca é no entanto muito pequena e poder-se-ia desprezar praticamente a distância superior a 12 cm do coração (assim, por ex. os potenciais seriam aproximadamente os mesmos na raiz e na extremidade dos membros).

O meio sendo suposto isotrópico e homogéneo e o campo estacionário,  $V$  nos pontos exteriores ao miocárdio é uma função harmónica igual ao potencial estático que criaria num dieléctrico um conjunto de dipolos equivalentes às diferenças de potencial existentes no coração em cada instante. Incluindo todos estes dipolos instantâneos numa esfera  $\Sigma^7$  sabe-se que o potencial a distâncias suficientemente grandes é aproximadamente igual ao de um único dipolo (que denominaremos *resultante*) de que a carga negativa por ex. coincide com o centro da esfera (evidentemente supondo o meio indefinido). Representando cada dipolo instantâneo por um vector com origem no centro de  $\Sigma$  a extremidade dos sucessivos vectores descreverá uma curva a que se poderá chamar o «vectocardiograma absoluto»

Contudo o corpo humano não é ilimitado. Se tivesse a forma de uma esfera concêntrica com  $\Sigma$ , em vez de ser o potencial de um dipolo num meio indefinido [3].

$$V = M \frac{\cos \theta}{r^2}$$

seria o de um dipolo cêntrico numa esfera:

$$V = M \cos \theta \left( \frac{1}{r^2} + \frac{2r}{R^3} \right)$$

Neste caso, o potencial junto da superfície seria  $V = 3M \frac{\cos \theta}{R^2}$  e portanto proporcional ao de um dipolo num meio indefinido.

Mas de um modo geral ao potencial do dipolo instantâneo tem que se adicionar, em cada ponto, o potencial de uma camada de dipolos de densidade  $\tau = \epsilon \Phi$  em que  $\Phi$  é o potencial em cada ponto da superfície  $S$  do corpo humano (corolário dos Teoremas de Green)\*. [7] A aproximação com que será possível determinar a partir de derivações superficiais um vectocardiograma semelhante ao Vectocardiograma Teórico, dependerá da medida em que estes potenciais à superfície sejam ainda proporcionais aos do dipolo num meio ilimitado.

### C — Electrocardiografia Clínica.

Esquematize-se o objectivo: Pretendem-se obter curvas que sejam função das variações de potencial do corpo humano devidas às variações do campo eléctrico cardiaco, curvas de que uma vez conhecidos os tipos normais nos permitam, pelas modificações de morfologia, discriminar alterações patológicas dos processos eléctricos no miocárdio.

Os pontos de derivação escolhem-se referindo-os geralmente a formações anatómicas superficiais (membros para as derivações clássicas DI, DII e DIII e unipolares dos membros, determinados pontos do precórdio para as precordiais, pontos a várias alturas do esófago, dos brônquios etc. — esofágicas,

brônquicas etc. — do interior dos vasos e cavidades cardíacas — intracavitárias — etc.).

As alterações morfológicas dos ecg. podem corresponder a processos difusos ou a processos localizados em determinadas zonas do miocárdio. Em qualquer dos casos é evidente que é necessário saber corrigir as curvas das variações de factores extrínsecos como as que correspondem a mudanças de posição do coração em relação à superfície do corpo e a alterações do meio entre esta superfície e o miocárdio. No estudo dos processos localizados é naturalmente importante a localização da zona do miocárdio modificada em relação ao normal e a natureza da modificação (hipertrofia de um dos ventrículos, necrose, lesão por inflamação por ex., alteração da propagação da onda de excitação — bloqueio — etc.). Para a localização são possíveis «à priori» dois meios: ou se fará localização que dominaremos «espacial», se se estabelecer que determinadas regiões de cujos pontos se deriva são influenciadas particularmente pelas variações de potencial de determinadas zonas do miocárdio; ou pode-se fazer a localização indirectamente conhecendo a sequência temporal de activação das várias regiões do coração e portanto para cada uma destas regiões a porção que lhe corresponde nas curvas electrocardiográficas.

A evolução da electrocardiografia tem sido norteadada pelos seguintes problemas:

A — Determinar, se possível, uma ordem temporal de activação das várias regiões do miocárdio.

B — Determinar a influência dos factores extrínsecos e corrigir adquadamente as curvas electrocardiográficas.

C — Determinar a possibilidade de localização «espacial»: é o problema das derivações próximas (precordiais, esofágicas etc.).

Porque neste artigo não nos interessa focar senão a essência dos problemas, no que se segue não nos referimos senão ao estudo do processo de activação dos ventrículos que é aliás o que é melhor conhecido.

Também não insistiremos na correcção das curvas dos factores extrínsecos devidos a

\* 
$$\Phi(x', y', z') = \frac{1}{4\pi\epsilon} \int_V \frac{\rho}{r} dV + \frac{1}{4\pi} \int_S \frac{1}{r} \frac{\partial \Phi}{\partial n} da - \frac{1}{4\pi} \int_S \Phi \frac{\partial}{\partial n} \frac{1}{r} da$$

O campo eléctrico devendo ser tangente em todos os pontos de  $S$ ,  $\frac{\partial \Phi}{\partial n} = 0$ .

alterações da natureza do meio, porque, se considerarmos este homogêneo, em todas as circunstâncias, nada resultará além duma redução ou ampliação das voltagens.

a) A activação normal do ventrículo far-se-ia na seguinte ordem [8-3]: num primeiro tempo seria activado o septo, da esquerda para a direita\*, depois (segundo tempo) enquanto continua a activação septal a onda atinge a superfície apical do ventrículo direito. Num terceiro tempo completa-se a activação de praticamente todo o ventrículo direito e sucessivamente a ponta e parede lateral do ventrículo esquerdo. A parte superior desta parede e a base do ventrículo esquerdo são activadas no 4.º tempo.

b) A correcção das curvas electrocardiográficas do efeito da posição foi já a preocupação maior de Einthoven [10]. Entre as

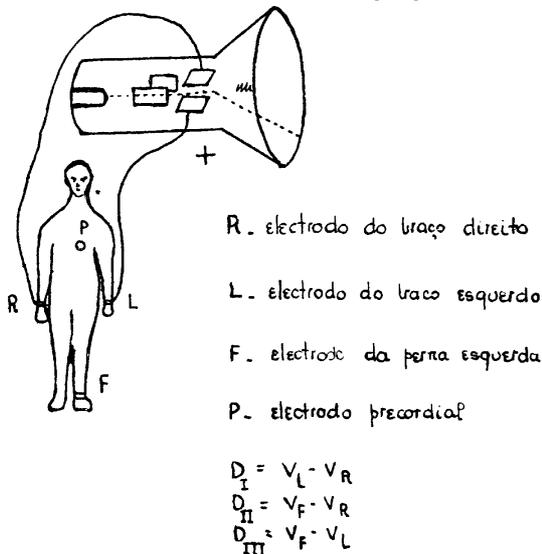


Fig. 5

Durante a actividade do músculo cardíaco criam-se entre os vários pontos do corpo humano diferenças de potencial cujas variações podem ser registadas, depois de convenientemente amplificadas num galvanómetro apropriado. Na figura como exemplo supõe-se que os electrodos colocados nos dois membros superiores comunicam as suas variações de potencial às duas placas verticais do oscilógrafo de raios catódicos desviando correspondentemente o feixe de electrões. As derivações clássicas  $D_I$ ,  $D_{II}$  e  $D_{III}$  são definidas pelas relações  $D_I = V_L - V_R$  etc.,  $V_R$ ,  $V_L$  e  $V_F$  correspondendo aos potenciais dos braços direito e esquerdo e da perna esquerda respectivamente.

\* Deve-se se notar que a ordem de activação septal é particularmente controversa [9-3].

derivações  $D_I$ ,  $D_{II}$  e  $D_{III}$  existe (V. fig. 5) a relação:  $D_{III} = D_{II} - D_I$ . Como dadas três quantidades  $A$ ,  $B$  e  $C$  tais que  $C = B - A$ , o sistema das equações

$$\begin{cases} A = E \cos \alpha \\ B = E \cos(\alpha - 60^\circ) \end{cases}$$

permite determinar  $E$  e  $\alpha$  em função de  $B$  e  $A$  e será

$$C = E \cos(120^\circ - \alpha)$$

é sempre possível fazer corresponder às deflexões simultâneas  $D_I$ ,  $D_{II}$  e  $D_{III}$ , um vector  $E$  fazendo com um lado de um triângulo equilátero, que se fará corresponder a  $D_I$ , um ângulo  $\alpha$  tal que as quantidades  $D_I$ ,  $D_{II}$  e  $D_{III}$  igualemente as projecções de  $E$  sobre os três lados. (fig. 6).

A hipótese de Einthoven consiste em admitir que a direcção de  $E$  coincide com a do dipolo resultante referida à linha de união das raízes dos membros superiores. Tal sucederá com suficiente aproximação se os pontos médios destas e o púbis formarem um triângulo equilátero e o centro da esfera  $\Sigma$  se poder considerar no baricentro deste triângulo (e naturalmente o meio homogêneo). A insegurança da base teórica desta hipótese, parece-nos óbvia se se notar que sempre que o centro de  $\Sigma$  se aproxima da parte média do corpo, o seu raio  $R$  cresce de tal modo que a distância por ex. do centro da esfera à raiz do braço esquerdo dificilmente se poderá considerar grande em relação a  $R$ .

No entanto o cálculo de eixos eléctricos pelo método de Einthoven tem-se tentado apoiar em estudos experimentais [3] e, embora estes nem sempre tenham sido favoráveis, é indiscutível o seu valor prático.

O ideal para a correcção do efeito de posição seria evidentemente obter curvas tanto quanto possível invariantes em relação às variações de posição. O vectocardiograma espacial (fig. 7) corresponderia teoricamente a este ideal. A sua obtenção prática fica porém sujeita ao grau de aproximação com que se realizam as condições de grande afastamento e equidistância em relação ao centro

da esfera e homogeneidade e simetria esférica do corpo humano. São necessários ainda numerosos estudos sérios antes que se possa aquilatar o valor real do método vectocardiográfico. É de lamentar que os investigadores não tenham ainda assentado numa técnica standardizada (por ex. a de Sulzer e Duchosal) [11] e é ainda mais lamentável o entusiasmo hipertrófico que alguns manifestam. Não nos parecem evidentes frases como a

de projecções em planos, cair-se na multiplicidade de curvas que se pretendia evitar com a agravante de não se ter facilmente uma marcação do tempo que permita obter as posições sincrónicas nas várias curvas). Além disso sempre que a activação se realize de maneira aberrante, a ordem temporal de activação sendo alterada, a localização é impossível sem que por outro método se determine aquela.

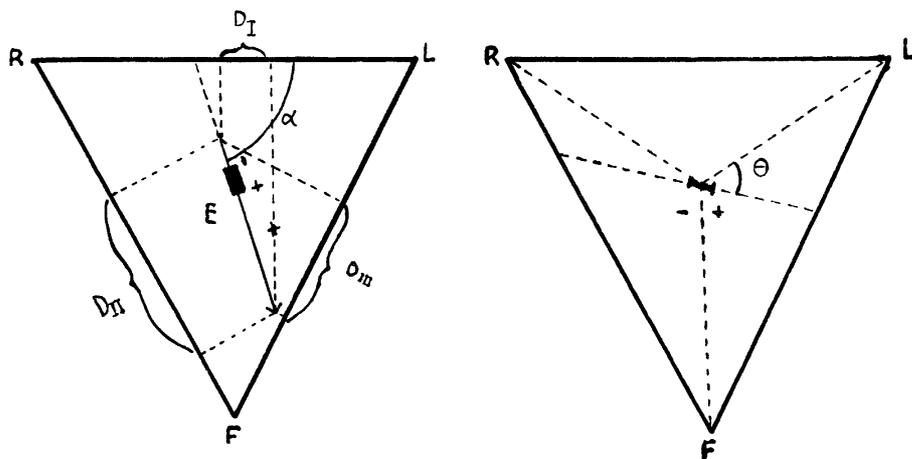


Fig. 6

*Einthoven supôs que as diferenças de potencial registadas nas derivações clássicas são equivalentes às que cria um dipolo situado no centro de um triângulo equilátero e homogêneo entre os seus vértices. Estes corresponderiam aos centros de gravidade das áreas da inserção no tronco dos membros superiores (R para braço direito, L para braço esquerdo) e ao púbis (F). Se se representar por  $\vec{E}$  a força electromotriz resultante da actividade cardíaca num determinado instante a diferença de potencial registada por ex. entre os dois membros superiores ( $D_I$ ) seria proporcional à projecção de  $\vec{E}$  sobre a direcção  $\overline{RL}$ .*

*Nesta hipótese é fácil verificar a relação existente entre os potenciais registados no braço direito ( $V_R$ ), braço esquerdo ( $V_L$ ) e púbis (ou perna esquerda) - ( $V_F$ ). Efectivamente (desenho da direita), o potencial em L será  $K \frac{\cos \theta}{r^2}$  em R  $K \frac{\cos(\theta + 120^\circ)}{r^2}$  e em F  $K \frac{\cos(\theta + 240^\circ)}{r^2}$*

*Como  $\cos \theta + \cos(\theta + 120^\circ) + \cos(\theta + 240^\circ) = 0$  será  $V_R + V_L + V_F = 0$ .*

seguinte: «If the position of an intracardiac electrode is known in relationship to  $E$  it should be possible to predict the form of any intracardiac electrocardiogram» [12]. Como em pontos muito próximos v. g. de um e de outro lado do septo interventricular a forma do electrocardiograma intracardiaco é muito diferente o que se pode entender por posição em relação a  $E$ ??.

Deve-se notar que a vectocardiografia tem de ser a 3 dimensões para realizar o seu objectivo (e de aí resultam dificuldades de visualização e no caso de se usar o sistema

c) Fica justificado tentar estudar o campo eléctrico próximo.

É esse o objectivo interessante das unipolares. Se for possível obter um ponto que durante o ciclo cardíaco se mantenha a potencial constante um oscilógrafo que registre as variações de potencial entre um eléctrodo explorador colocado no precórdio, esófago, cavidade cardíaca etc.) e esse ponto a potencial constante, registará exclusivamente as variações de potencial no ponto explorado. Inicialmente denominaram-se unipolares as derivações que se obtinham explorando sômen-

te pontos bastante próximos do coração e supondo constante o potencial de um eléctrodo colocado a distância apreciável (por ex. na perna esquerda).

Wilson e col. [13] em 1934 descreveu um método em que se determina a diferença de potencial do eléctrodo explorador e um ponto — terminal central — ligado aos eléctrodos da perna esquerda e dos braços direito e esquerdo por intermédio de resistências não indutivas da ordem de 5.000  $\Omega$ . As ligações devem ser feitas como se indica na Fig. 8. Por aplicação das leis de Kirchhoff, o potencial de C [14] será

$$c_0 = \frac{bce_1 + ace_2 + abe_3}{bc + ac + ab} \quad (1)$$

e se as resistências de contacto nos membros forem iguais:

$$c_0 = \frac{e_1 + e_2 + e_3}{3}$$

e se as hipóteses do triângulo de Einthoven se verificam (considerando nulas as influências nos potenciais dos membros da componente normal ao plano frontal do dipolo cardíaco):

$$e_1 + e_2 + e_3 = 0$$

e portanto  $e_0 = 0$

Como as resistências de contacto nos membros nunca poderão ser rigorosamente iguais as igualdades  $a = b = c$  terão tanto melhor

(1) Representando (Fig. 8)  $e_0$  a voltagem instantânea no terminal central,  $e_1$ ,  $e_2$  e  $e_3$  respectivamente as voltagens no braço direito, braço esquerdo e perna esquerda e fazendo

$$\begin{aligned} aR &= R_{RA} + 5.000 \\ bR &= R_{LA} + 5.000 \\ cR &= R_{LL} + 5.000 \end{aligned}$$

resulta efectivamente por aplicação das leis de Kirchhoff:

$$i_3 = i_1 + i_2$$

$$\frac{e_0 - e_3}{cR} = \frac{e_1 - e_0}{aR} = \frac{e_2 - e_0}{bR}$$

e portanto

$$c_0 = \frac{bce_1 + ace_2 + abe_3}{bc + ac + ab}$$

aproximação quanto maior for  $R$ , pelo que esta seria indispensável [15-16] (contra a impressão de Goldberger [17]). No entanto numa série de observações só em 1% dos casos havia discrepâncias de significado clínico entre os *ecg* utilizando os 5.000  $\Omega$  e não os utilizando [18].

Todavia a dependência das condições de aplicabilidade da hipótese de Einthoven torna vacilante a base teórica das unipolares de Wilson.

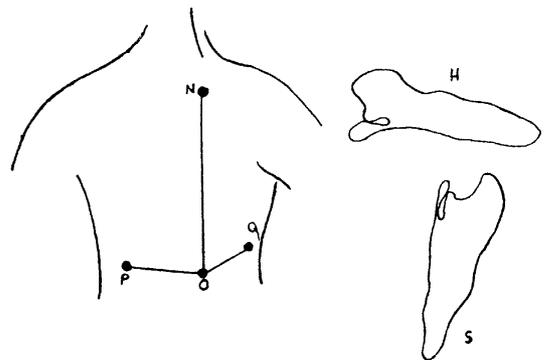


Fig. 7

Na figura indicam-se as posições dos electrodos para a obtenção de vectocardiogramas pela técnica de Sulzer e Duchosal.

Para registar por exemplo o vectocardiograma frontal liga-se o par de placas horizontais ao ponto O (situado na parte inferior direita do dorso) e a P, as variações de potencial entre estes dois pontos deslocando o feixe de electrões do tubo de raios cartódicos na horizontal, e o par das verticais também a O (electrodo comum) e a N o desvio do feixe sendo na vertical. Resulta da composição destes dois movimentos uma curva (de Lissajous) que é o vectocardiograma frontal. H e S são exemplos de vectocardiogramas horizontal e sagital, respectivamente. Combinando dois vectocardiogramas planos pode-se construir o vectocardiograma espacial.

Mas, seja como for, experimentalmente [15] tem-se podido demonstrar que em individuos normais as variações do potencial do «Terminal central» não excedem 0,35 m. V. Tem-se confirmado a sua superioridade em relação a outros eléctrodos indiferentes.

Deve-se notar no entanto que seria necessário um número mais significativo de determinações e que essas determinações fossem também realizadas em condições patológicas (hipertrofias muito particularmente) para assegurar uma convicção mais firme.

Parece que variações de potencial do ter-

minal central da ordem de 0,35 m. V. são bastante elevadas para que se não deva considerar unipolares as chamadas «unipolares dos membros» que se obtêm colocando o electrodo explorador num dos membros, por ex. na perna esquerda, onde as variações de potencial podem ser relativamente pequenas.

Por outro lado estas variações devem considerar-se desprezíveis quando o electrodo explorador se encontra suficientemente próximo do coração e muito particularmente no interior de uma das cavidades como acontece com as intracavitárias que se podem obter introduzindo um cateter com o electrodo numa veia do braço e empurrando-o até atingir as cavidades direitas ou «mutatis mutandis» numa artéria do braço para as cavidades esquerdas.

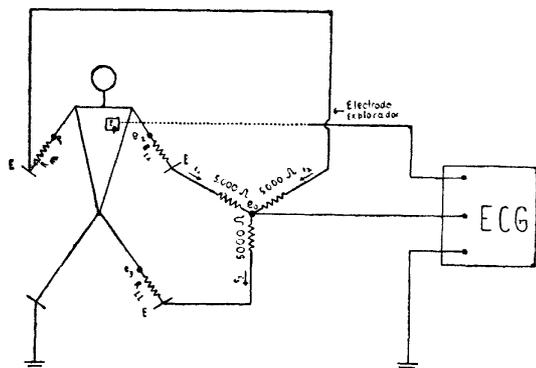


Fig. 8

#### Derivações unipolares de Wilson

Registam-se no electrocardiograma as diferenças de potencial entre o terminal central (eo) e um electrodo explorador que pode ser colocado no precórdio (eléctrodo precordial —  $E_p$  na figura) ou num membro, no interior do esôfago. etc.

E — electrodo.

$R_{RA}$ ,  $R_{LA}$  e  $R_{LL}$  resistências da pele respectivamente sob o electrodo do braço direito (Right Arm), do braço esquerdo (left Arm) e da perna esquerda (left leg).

As unipolares precordiais (Fig. 9) são de teoria mais controversa. Wilson verificou em cães a semelhança dessas derivações e de unipolares directamente obtidas de pontos da superfície cardíaca imediatamente subjacentes. Provavelmente as regiões percorridas pela onda de despolarização poder-se-iam classificar em regiões próximas e longínquas, a

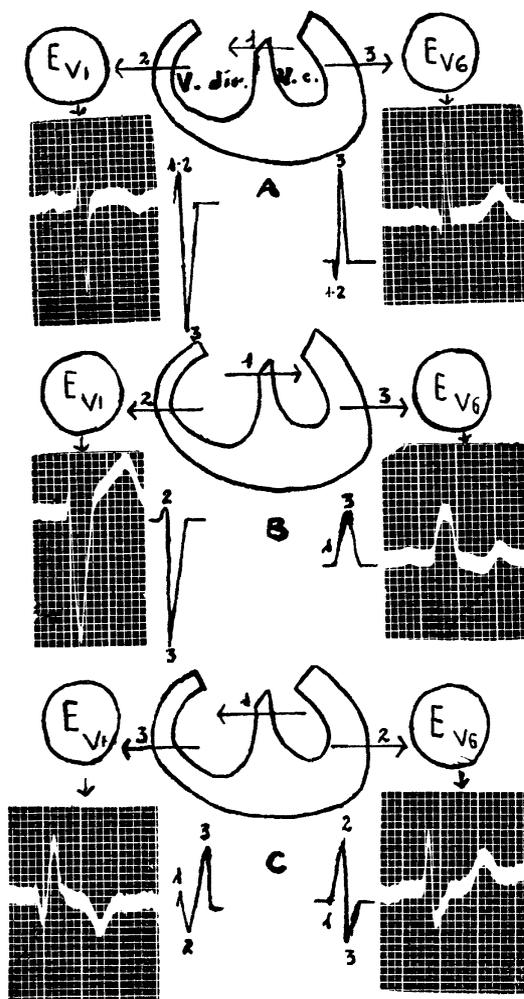


Fig. 9

#### Unipolares precordiais de Wilson

Os registos mostram uma onda lenta inicial P (ativação das aurículas) e uma onda lenta final T. O complexo rápido corresponde à excitação dos ventrículos. Em A → à esquerda  $V_1$ , registo obtido com o electrodo ( $E_{V1}$ ) no hemitórax direito; à direita,  $V_6$  obtido com o electrodo sobre o hemitórax esquerdo. Trata-se de registos normais. No esquema indicam-se por setas os sentidos em que se dão em média a activação septal, a da parede do ventrículo direito e a da parede do ventrículo esquerdo (V. dir. — ventrículo direito; V. e. — ventrículo esquerdo). Os números indicam a ordem de activação: 1 — primeiro o septo, etc. O electrocardiograma, feitas adequadamente as ligações, regista deflexões para cima da linha isoelectrica quando a onda de excitação se aproxima e para baixo quando se afasta do electrodo explorador.

Em B → o mesmo no caso de bloqueio do ramo esquerdo do feixe de His. A excitação do septo faz-se da direita para a esquerda e a excitação do ventrículo faz-se por tecido muscular não diferenciado muito lentamente e por isso o complexo é largo.

Em C → o mesmo, mas bloqueio do ramo direito. A excitação do ventrículo direito faz-se lenta e tardiamente por tecido muscular não diferenciado.

influência das próximas predominando nas variações de potencial registadas. As precordiais unipolares foram assim denominadas «semi-directas».

Nesses pontos o campo eléctrico cardíaco não poderá no entanto ser considerado idêntico do de um dipolo único? A nós parece-nos dificilmente aceitável, sob o ponto de vista teórico. As distâncias das zonas activadas não são suficientemente grandes para que as potências de  $\frac{d}{R}$  correspondentes ao quadripolo etc. [7] sejam seguramente desprezáveis. Todavia electrocardiografistas, como Duchosal, [11] tentam derivar as precordiais do vectocardiograma e é implícito que pretendem demonstrar que experimentalmente aquelas potências são desprezáveis.

As precordiais de Wilson em virtude da sua relativa invariância em relação às variações de posição, da voltagem apreciável e consequente maior sensibilidade às alterações patológicas, independentemente do seu valor na localização espacial, mantêm significado práctico inegavelmente valioso.

#### Considerações finais:

Neste curto resumo, quiz-se evidenciar alguns dos numerosos problemas que a electrocardiografia clínica põe aos físicos. Deve-se notar que a plêiade dos que se dedicaram a estes problemas conseguiu já construir teorias que, embora por vezes grosseiras, têm sido extremamente fecundas como guias do raciocínio na análise dos electrocardiogramas.

Um melhor conhecimento das características eléctricas dos vários tecidos que rodeiam o coração do homem vivo, parece indispensável. Relembre-se que uma hipótese fundamental tem consistido em considerar o corpo humano homogéneo e isotrópico, sob o ponto de vista eléctrico.

Em determinados casos, a influência da desigual condutibilidade dos tecidos parece difícil de regeitar. Um exemplo concreto: A ausência de correlação entre o grau de modificação dos complexo e a mudança de posição encon-

trada por Todd e Anderson [20] e também por Feldman e Silverberg [20] nos seus estudos do ecg antes e depois de pneumotorax artificiais, é atribuída por estes autores à interposição do ar entre o coração e a parede torácica. São numerosos os casos (pericardites etc.) em que, como neste exemplo, se tem sido obrigado o fazer intervir a desigual condutibilidade dos tecidos que rodeiam o coração para explicar a alteração das curvas electrocardiográficas. Mas, mesmo em condições normais, os vários tecidos não têm a mesma resistência.

As determinações de resistências feitas no cadáver são de valor muito controverso.

Benjamin [21] e col. fazem uma revisão de conjunto das determinações feitas em tecidos vivos; insistem na necessidade de medir directamente resistividades no homem vivo in situ; notam que o único ensaio neste sentido (de Kaufmann e Johnston) conduziu a valores de resistividades que vão desde  $138 \pm 40$  Ohms-cm para o soro e  $2006 \pm 207$  Ohms-cm para a gordura, estando longe de sancionar, mesmo para efeitos prácticos, a homogeneidade eléctrica do corpo humano.

Concluem que «the whole matter of relative resistivity of tissues is still an open question.

If major inhomogeneities of resistance of the tissues surrounding the heart were found to be present electrocardiographic interpretation of local abnormalities of myocardial electrical generation might best be studied by the application of circuit analysis rather than field analysis methods».

Assim no campo da experimentação como da teoria muito há a esperar dos trabalhos dos físicos para o progresso da racionalização da electrocardiografia clínica, e portanto para que se tornem possíveis de futuro mais seguros e precisos diagnósticos em cardiologia.

J. ARAÚJO MOREIRA  
Assistente do I. P. O.

#### BIBLIOGRAFIA

- [1] LAPICQUE L. *Traite de Phys. Norm. et Pathol.* (G. H. Roger) — VIII: 75-1929.
- [2] BETTENCOURT J. M. — *Potenciais bioelectricos. Actual Biológicas.* XVIII — 101.

- [3] SODI-PALLARES D. — *Nuevas bases de la electrocardiografía* — Imp. Med. Mexicana — 1951.
- [4] CURTIS H. J. e COLE K. S. — *Med. Physics.* (O. GLASSER) — II 589 — 1950.
- [5] CURTIS H. J. e COLE K. S. — *Membrane resting and action potential from the squid giant axon* — J. Cell. & Comp. Physiol. 19: 135, 42.
- [6] PLANCK M. — *Électromagnetisme*, Alcan, 39 — p. 346.
- [7] STRATTON J. A. — *Electromagnetic Theory.* — Mc Graw Hill C. — 1941.
- [8] GARDBERG. M. e ASHMAN R. — *QRS complex of electrocardiogram.* Arch. Int. Med. — 72: 210, 43.
- [9] SODI-PALLARES D. et alt. — *The activation of the interventricular septum.* Am. Heart J. 41: 569, 51.
- [10] EINTHOVEN W. et alt. — *Über die Richtung und manifeste Grösse etc.* Pflüger's Arch 60: 275, 13. Am. Heart J. 40: 163, 50
- [11] DUCHOSAL P. W. e SULZER R. — *La vectocardiographie* — S. Karger 1948.
- [12] SCHERLIS et alt. — *Spatial vectocardiography* VI. — Am. Heart J. 42, 264, 1951.
- [13] WILSON P. N. et alt. — *Électrocardiograms that represent the potential variations of a single electrode.* — Am. Heart J. 9: 447, 34.
- [14] RAPPAPORT M. B. e WILLIAMS C. — *An aualysis of the relative accuracies of the Wilson and Goldberger methods etc.* Am. Heart J. 37: 892, 49.
- [15] DOLGIN H. et alt. — *Experimental studies on the validity of the central terminal etc.* Am. Heart J. 37: 868, 49.
- [16] KERT M. J. e BRYANT J. M. — *The potential differences between multiple central terminals, each connected to a separate set of limb electrodes.* Am. Heart J. 37: 1035, 49.
- [17] GOLDBERGER — *Simple indifferent elcetrode etc.* Am. Heart J. 23: 483, 42.
- [18] GRIFFITH H. I. e SOKOLOW M. — *A stucly... with and without 5.000 Ω...* Am. Heart J. 41: 105, 51.
- [19] WILSON E. N. et alt. — *The precordial electrocardiogram.* Am. Heart J. 27: 19, 44.
- [20] FELDMAN D. e SILVERBERG C. — *Electrocardiographic changes in pulmonary collapse therapy.* Am. Heart J. 35: 300, 43.
- [21] BENJAMIN J. M. JR. et alt. — *The electrical conductivity of living tissues etc.* Circulation 2: 3, 321, 50.

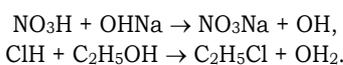
Limitaram-se as referências a artigos a que é feita menção especial no texto e àqueles em que o leitor interessado pode encontrar revisões de conjunto com mais ampla bibliografia.

## 11. QUÍMICA

### EXAMES DE ENSINO MÉDIO

#### Exames do 3.º ciclo — Julho de 1951 — 1.º chamada.

**83** — Considere as reacções traduzidas pelas seguintes equações químicas:



Cada uma destas equações exemplifica um grande grupo de reacções análogas.

a) Como se denominam as reacções exemplificadas na primeira equação? E as exemplificadas na segunda?

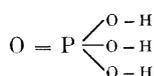
b) A reacção traduzida pela segunda equação é uma reacção incompleta. Que significa esta expressão?

c) Atendendo a esse facto, como é de uso frequente escrevê-la?

d) A velocidade dessa reacção, no sentido indicado acima, será constante desde o início até ao seu limite?

Diga o que sabe a esse respeito e escreva o enunciado da lei em que basear a sua resposta.

**84** — A fórmula de estrutura aceite para o ácido ortofosfórico é a seguinte:



Escreva a fórmula de estrutura do ortofosfato tricálcico.

**85** — a) Escreva o enunciado da lei da crioscopia de Raoult.

b) Explique por que motivo não poderia aplicá-la, indiferentemente, a um soluto de glicose ou a um soluto de cloreto de sódio, e escreva as expressões matemáticas que, em cada um destes casos, lhe dariam a depressão crioscópica.

c) Supondo que se tratava de um soluto de cloreto férrico, extremamente diluído, por que valor teria de substituir o número  $n$  de moléculas dissolvidas, na expressão que traduz a lei?

**86** — a) A que fisico se deve a primeira transmutação provocada e em que época foi realizada, aproximadamente?

b) Refira-se ao elemento transmutado, ao processo usado nessa transmutação e aos fenómenos cujo conhecimento levou a essa memorável experiência.

**87** — Preparou-se no laboratório uma água sulfídrica, da qual se lançaram 5 cm<sup>3</sup> sobre um soluto de nitrato de chumbo. O precipitado assim obtido, depois de lavado e seco, pesava 0,12 g.