

UM MODELO DE MÚLTIPLOS DIPOLOS NA INTERPRETAÇÃO DO
MAGNETOCARDIOGRAMA

J.C. CAMPOS¹, U. TACHINARDI¹, S. SIROTA¹, C.P. MELO¹ e P.C. RIBEIRO²

RESUMO-- A partir da representação da distribuição instantânea do processo de excitação epicárdica anterior de dois diferentes corações humanos, obtidos por Durrer, simulou-se em computador o sinal magnetocardiográfico (MCG) de superfície. Algumas simplificações foram adotadas. Os valores MCG encontrados permitiram a construção de mapas de isocampo. O objetivo deste trabalho é verificar qual a contribuição das componentes tangenciais à frente de despolarização, nos mapas de isocampo, para todas as curvas isócronas dos corações estudados. Os resultados obtidos foram também comparados com dados MCG experimentais em um grupo de pacientes normais.

INTRODUÇÃO

O MAGNETOCARDIOGRAMA (MCG) é o registro do campo magnético gerado pela atividade elétrica cardíaca. No mapeamento MCG o sensor registra a amplitude do sinal em função do tempo, sucessivamente nos diferentes pontos de uma grade colocada sobre o tórax do paciente. A medida simultânea de uma derivação do ECG (DII), permite estabelecer uma base de tempo para o tratamento do sinal que consiste em:

- filtragem do sinal por média coerente e filtro de média móvel ('moving average');
- obtenção do valor do campo magnético nos diferentes pontos da grade, para cada instante do ciclo cardíaco;
- interpolação dos pontos intermediários da grade, para o traçado das curvas nos mapas de isocampo;
- estabelecimento dos mapas de isocampo para cada um desses instantes.

Com o sucesso do modelo dipolar para o ECG, sempre se tentou encontrar, nos mapas de isocampo magnético, a configuração dipolar que caracteriza o campo gerado por um dipolo de corrente

(1) Serviço de Informática Médica/INCOR-HCFMUSP

Av. Dr. Enéas de Carvalho Aguiar, 44/2º-05403 São Paulo - SP

(2) Deptº de Física da PUC/RJ - Caixa Postal 38071-Rio de Janeiro-RJ

//Trabalho recebido em 30/5/87 e aceito em 20/10/88//

equivalente. Embora esse aspecto dipolar possa ser aproximadamente identificado em parte do ciclo cardíaco, algumas distorções estão sempre presentes, tais como: assimetria acentuada no valor dos extremos do campo e linha de zero que passa fora dos limites físicos da fonte cardíaca (Katila,1985).

A constatação de que o campo magnético mede o rotacional da distribuição de densidade de corrente enquanto o potencial elétrico depende da divergência dessa distribuição, levou à especulação da possibilidade do campo magnético estar ressaltando aspectos da distribuição de corrente cardíaca não detectáveis pelo ECG (fontes eletricamente silenciosas) (Wiksw,1985).

A proposta de um modelo de despolarização axial (oblíqua) alternativo ao de despolarização homogêneas (Corbin,1977) permitia especular que o sinal magnético poderia ressaltar a estrutura helicoidal do tecido muscular cardíaco.

Neste sentido, retoma-se aqui um modelo já utilizado anteriormente (Eghrari,1982 ; Melo,1981) na solução do problema direto em magnetocardiografia. São usados estudos de Durrer sobre o processo de excitação do coração humano normal, onde se determinam regiões de ativação isocrônica (Durrer,1970).

MATERIAL E MÉTODOS

Neste trabalho foram utilizados os corações E e F do estudo de Durrer. Cada superfície isocrônica é modelada por uma densidade superficial uniforme de dipolos de corrente, com os dipolos situados ao longo da linha média entre dois contornos vizinhos de cada superfície isocrônica. São considerados dois casos limites:

1. dipolos orientados perpendicularmente à frente de onda de despolarização (hipótese homogênea), e portanto perpendiculares à linha média,
2. dipolos orientados tangencialmente à frente de onda simulando um caso limite de anisotropia (despolarização oblíqua).

No modelo são feitas simplificações drásticas. As contribuições das correntes de volume condutor são desprezadas; a fonte é limitada à superfície anterior do coração (Epicárdio), já que o gradiômetro usado nas medidas magnéticas reforça o sinal proveniente das fontes próximas da bobina de detecção; e finalmente, a fonte é considerada plana.

Calcula-se então o campo magnético sobre um plano paralelo à fonte usando-se a lei de Biot e Savard, dada pela equação:

$$d\vec{B} = d\vec{p} \times \frac{(\vec{r} - \vec{r}')}{|\vec{r} - \vec{r}'|^3} \quad (1)$$

São calculados mapas de linhas de isocampo para cada superfície isocrônica, para ambas as hipóteses (normal e transversa) e também para 5 ângulos intermediários (15°, 30°, 45°, 60° e 75°).

Os mapas encontrados a partir destas simulações foram comparados com os obtidos experimentalmente em 5 pacientes normais, usando-se um gradiômetro de 3a. ordem sem balanceamento, acoplado a um SQUID, instalado no Instituto do Coração - HCFMUSP, em ambiente hospitalar sem blindagem especial. Fez-se uma média coerente com 10 a 15 batimentos cardíacos para cada posição da grade, usando-se a derivação DII do ECG como trigger.

Utilizou-se um sistema HP2100s com 332Kbytes, unidade de disco rígido de 5MB, terminal de vídeo e plotter. Os algoritmos foram implementados em FORTRAN IV.

RESULTADOS

A figura 1 mostra uma das superfícies isocrônicas (coração E) utilizadas.

Os mapas de isocampo típicos apresentados nas figuras 2a, 2b, 2c e 2d correspondem respectivamente às variações de 0 (orientação transversa), 30, 60 e 90 graus (orientação normal). Cada sequência de 10 mapas é equivalente às 10 curvas isócronas do modelo escolhido. Assim, a coluna 1 corresponderá ao estágio inicial da ativação do complexo QRS (entre 25 e 30ms), i.é, a região mais interna da figura 1; e a coluna 10, corresponderá ao último intervalo de tempo da ativação do complexo QRS (entre 65 e 70ms), ou seja, a região mais acima da figura 1.

Nos estágios iniciais do QRS (de 25 a 50ms) o modelo transverso (0 grau) e os intermediários (30 e 60 graus) levam à uma nítida configuração monopolar, centrada sobre as superfícies isocrônicas, devido à forma fechada dessas superfícies. Nos últimos estágios do QRS (colunas 7 a 10), no entanto, todas as orientações de dipolo dão mapas de isocampo com configuração dipolar, devido à forma particular das superfícies isocrônicas nesses intervalos de tempo (de 55 a 70ms).

Estes resultados podem ser comparados com os mapas de isocampo experimentais mostrados na figura 3. A partir do 4º mapa (início do QRS), até o 8º (fim do QRS), nota-se a predominância da configuração monopolar.

DISCUSSÃO

Para todos os pacientes normais já estudados, os mapas de isocampo, durante o QRS, evidenciam o mesmo tipo de padrão, predominantemente monopolar e não dipolar como seria de esperar se o gerador equivalente fosse um dipolo de corrente (o que pode ser

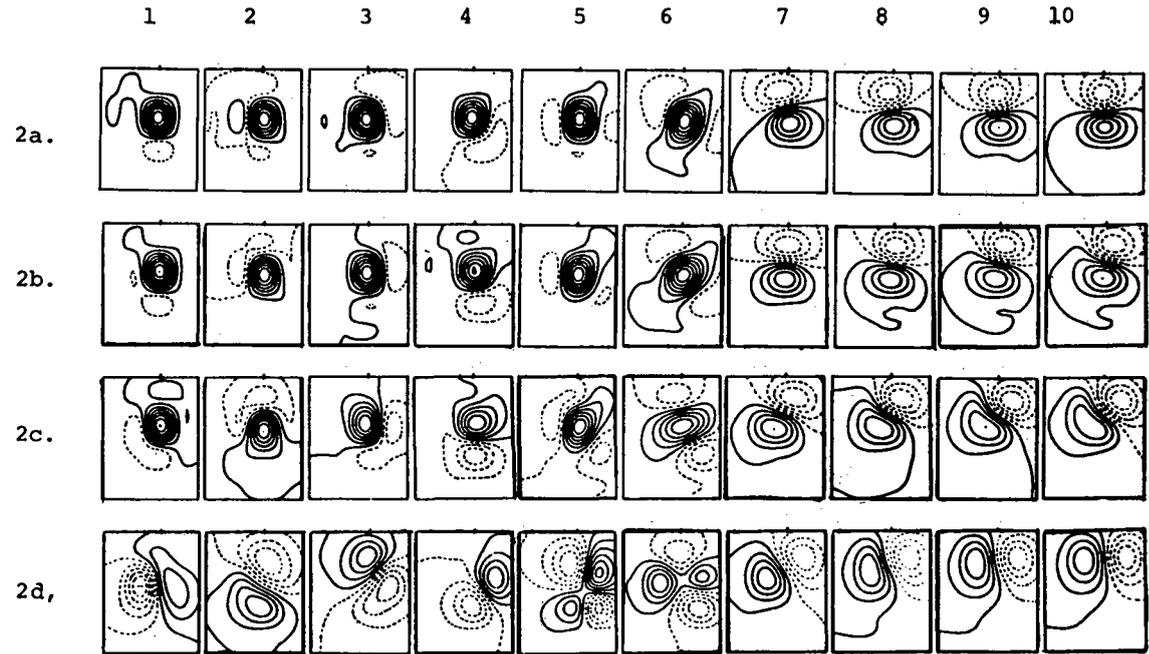


Figura 2: Mapas de isocampo de dados experimentais

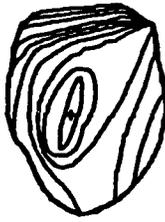


Figura 1

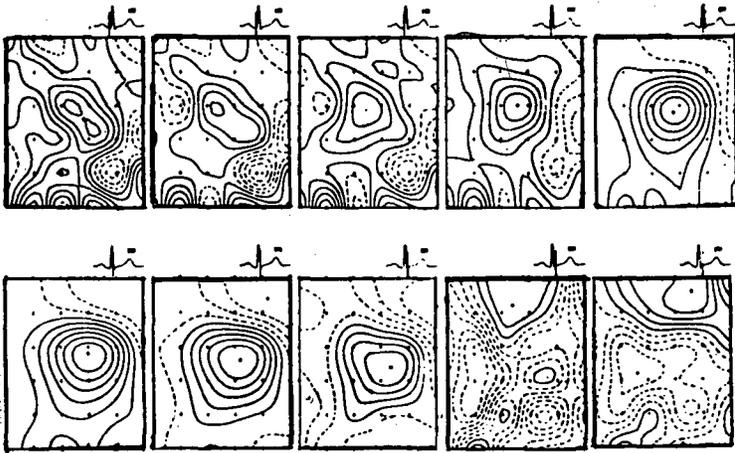
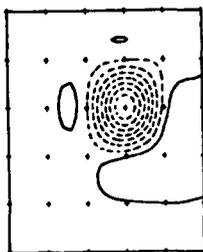
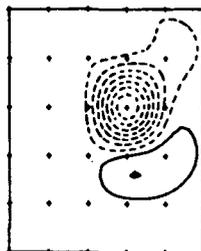


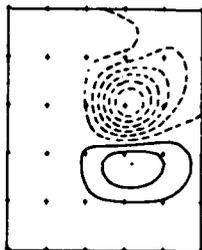
Figura 3: Mapas de Isocampo experimentais



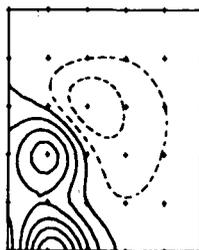
4a) 0° (tangencial)



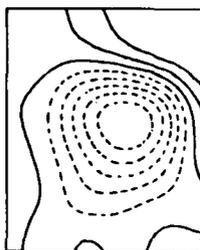
4b) 30°



4c) 60°



4d) 90° (normal)



4e)

Figura 4: Mapas de Isofunção 1 ; a,b,c,d para dados simulados; e. para dados experimentais

observado também em resultados publicados anteriormente (Funakubo, 1984). Nestes casos o valor máximo do campo se encontra próximo à localização do coração.

Apesar das aproximações usadas no modelo fica evidenciada a presença da componente transversa nos mapas de MCG de pacientes normais e, como previsto anteriormente, sua importância é dominante nas medidas magnéticas devido ao valor elevado do rotacional para este tipo de distribuição de corrente. Isto pode ser verificado quando se consideram os mapas obtidos com valores intermediários de orientação dos dipolos (15, 45 e 75 graus), e para o outro modelo estudado (coração F). A predominância monopolar aparece mesmo com dipolos orientados a 30° com a normal.

Os resultados encontrados podem ser verificados quando se compara os mapas de Isofunção 1 e 2, para os dados de simulação e experimentais, obtidos pela técnica de Decomposição em Valores Singulares (SVD) (Tachinardi, 1987). A figura 4 mostra estes mapas para o conjunto de dados apresentados em 2a, 2b, 2c e 2d.

AGRADECIMENTOS

Os autores agradecem o apoio financeiro da FINEP, que tornou possível a realização deste trabalho.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- Corbin, L.V. and Sher, A.M. (1977), Circ. Res 41, 58
- Durrer, D. et al (1970), Circulation, 41, 899
- Eghrari, I.R. (1982), Tese de Mestrado, Departamento de Física, PUC/RJ
- Funakubo, N. and S. Koga (1984), IEEE INT. SYMP. ON MED. IMAGES
- Katila, T. et al (1985), Biomagnetism: Applications and Theory, edited by H. Weinberg, G. Stroink and T. Katila (Pergamon Press, New York).
- Melo, C.P.; Eghrari, I.R.; Ribeiro, P.C.; Oliveira, P.M. (1981), obtenção, por simulação, do magnetocardiograma a partir da representação da excitação epicardial anterior de corações humanos isolados., VII Cong. Bras. Eng. Biomédica.
- Tachinardi, U.; Furuie, S.S.; Campos, J.C.; Melo, C.P. (1987), The use of singular value decomposition in the analysis of the QRS complex isofield maps, enviado para 6th Conf. on Biomag., Tóquio-Japão.

A MULTIPLE DIPOLE MODEL IN THE INTERPRETATION OF THE
MAGNETOCARDIOGRAM

ABSTRACT-- Based on the representation of the instantaneous distribution of the anterior epicardic excitatory process, of two different isolated human hearts (Durrer, 1970), a computer simulation of the magnetocardiographic (MCG) signals were performed. Some simplifications were assumed in this model. The MCG signals were used to generate the isofield maps. The aim of this work is to verify the contribution of tangential components to the depolarization front, in the isofield maps, for all of the isochronic curves of the studied hearts. The results were compared to experimental MCG data from normal subjects.