

EFEITO DO MOVIMENTO DO CORAÇÃO NO MAPEAMENTO MAGNÉTICO: SIMULAÇÃO  
COM ISÓCRONAS DE DURRER

S.S. FURUIE (1), U. TACHINARDI , J.C. CAMPOS  
S. SIROTA e C.P. MELO

**RESUMO** - O presente trabalho mostra, através da simulação do mapeamento magnético (MCG), que o movimento de contração do coração, pode ser um dos fatores responsáveis pelo aparecimento de configurações "monopolares", nos mapas de isocampo, obtidos experimentalmente. No entanto, este movimento não explica todo o fenômeno, sugerindo a presença de causas adicionais. A simulação baseou-se nas curvas isócronas da despolarização do epicárdio ventricular da parede anterior (Durrer et al, 1970).

**INTRODUÇÃO**

O Biomagnetismo tem sido amplamente pesquisado, principalmente em cardiologia e neurologia, devido à capacidade deste método de estudar regiões de interesse (fontes primárias), com pouca influência do restante do órgão, podendo-se, desta forma, atenuar o efeito do volume condutor e da integração temporal e espacial dos sinais advindos de outras fontes geradoras (Horacek et al, 1987).

Em magnetocardiografia busca-se, através de mapeamentos sobre o torso de pacientes, detectar, localizar e quantificar anomalias cardíacas tais como focos ectópicos, áreas de infarto e isquêmicas, feixes acessórios de condução (Síndrome de Pré-excitação).

Mapeamentos magnetocardiográficos (Tachinardi et al, 1987) realizados em grupo de pessoas normais mostram que o padrão mais proeminente nos mapas de isocampo magnético Bz (componente no eixo perpendicular ao torso) tem caráter dipolar, contudo com perceptível influência de um polo sobre o outro ("monopolar"), conforme exemplificado na figura 1. A sequência de mapas de isocampo, mesmo durante o complexo QRS, implica em um volume de informações elevado (em torno de 50 mapas; se considerarmos intervalo de amostragem a 2 ms). Desta forma foi utilizado apenas o mapa principal para representar toda a sequência, uma vez que este método (Stroink e MacAuley, 1985) permite mostrar os padrões relevantes ocorridos, além de normalizar. O mapa principal considerado é o mapa de isofunção obtido a partir dos valores escalares dos componentes do auto-vetor de maior auto valor da matriz  $(A)(A)'$ , onde cada linha de

(1) Serviço de Informática Médica do Instituto do Coração/HCFMUSP  
Caixa Postal 8091 - CEP 05403 - São Paulo - SP

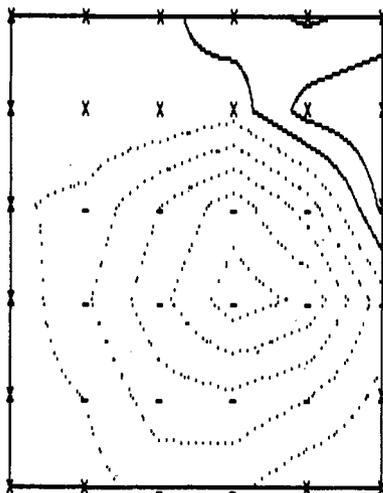
//Trabalho recebido em 30/5/87 e aceito em 20/10/88//

(A) corresponde à serie temporal de cada posição do sensor, e (A)' a transposta de (A) (Groenewegen, 1985). A figura 1 ilustra o mapa (isofunção) principal de um paciente normal.

Durrer e colaboradores (1970), realizaram levantamento das isócronas de despolarização elétrica, de 5 em 5 ms, em corações humanos isolados, a partir da colocação de inúmeros eletrodos, tanto a nível de epi- e endocárdio, quanto em posições internas (cortes transversais). A figura 2 ilustra um caso (coração E) de despolarização percebida no epicárdio da parede anterior. A isócrona mais interna, corresponde ao instante 25 ms após o início da ativação miocárdica do ventrículo esquerdo (VE), detectado por um eletrodo posicionado em endocárdio de VE.

Paciente LHP, isof. 1  
arquivo: lhp\_n1.svd

max.: 0.299  
min.: -0.455  
dltz: 20



MAPAS DE ISOCURVAS  
\* Versao atual U( 6, 6) \*

-> ler dados  
plot curvas  
plot sinal  
mensagem  
plot tela  
finaliza

figura 1. Mapa principal de paciente normal, mostrando padrão "monopolar".

As dimensões e o posicionamento adotadas para o "coração", procuraram manter relações de proporcionalidade com a anatomia humana, de forma a permitir, mesmo de forma grosseira, comparação com os dados experimentais. As curvas de isocampo geradas a partir deste modelo, considerando uma frente-de-ativação, no plano do epicárdio, normal à isócrona de um determinado instante, mostram que o caráter predominante nestes mapas, é dipolar (Campos et al, 1987) (figura 3).

O modelo elétrico mais simples do coração corresponde a um dipolo resultante variante no tempo. Neste caso o mapa de isopotenciais em qualquer instante é dipolar simétrico. O presente modelo corresponde a multipolos, que reflete melhor o caso real (Young, 1962).

Esta divergência de padrões de isofunção entre dados experimentais de pessoas normais e dados simulados pelas isócronas de Durrer, segundo modelo descrito anteriormente, nos levou a considerar a influência do movimento de rotação do órgão, durante a contração cardíaca, no surgimento de padrões mais monopolares nos mapas de isocampo.

## METODOLOGIA

### Geração dos Mapas de Isocampo

Considerou-se o fenômeno da despolarização equivalente ao movimento de cargas elétricas segundo um percurso normal às isócronas. As curvas utilizadas foram as da figura 2, correspondentes a despolarização no epicárdio do coração "E" de DURRER.

Para cada isócrona foram considerados aproximadamente 180 elementos de corrente. O mapeamento magnético de Bz foi calculado em uma grade 6x6 (35cm x 28cm), paralela às isócronas e distante 4 cm das mesmas. No centro de cada célula da grade foi suposto um sensor ideal, cujo campo em cada instante é o resultado da contribuição de todos os elementos de corrente (dbz). Para o cálculo do dbz foi utilizada a conhecida fórmula de Biot-Savart.

$$d\vec{B} = \frac{\mu_0}{4\pi} \cdot \frac{I \cdot d\vec{l} \times \vec{r}}{|\vec{r}|^3} \quad (\text{weber/m}^2) \quad (1)$$

onde:  $\mu_0 = 4\pi \times 10^{-7}$  weber/(A.m).

$d\vec{l}$  : vetor elemento de corrente

$\vec{r}$  : vetor de posição do sensor em relação ao elemento de corrente

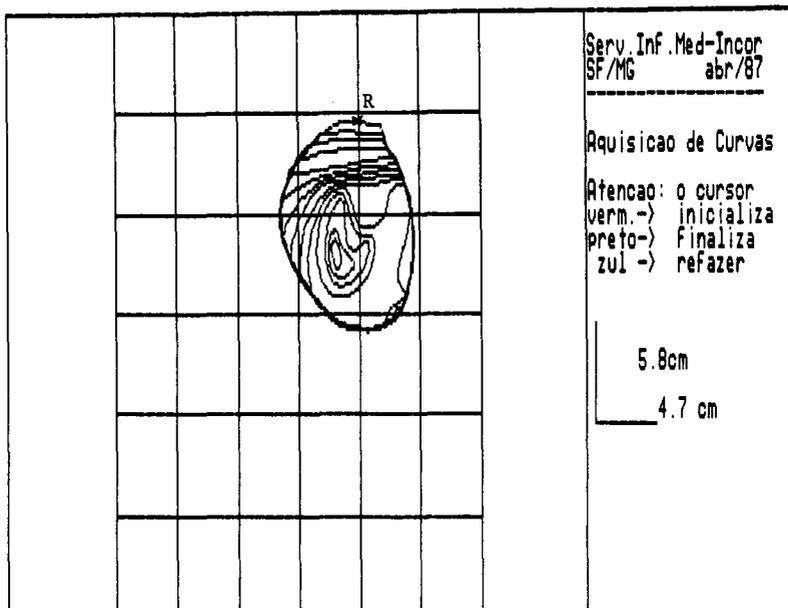


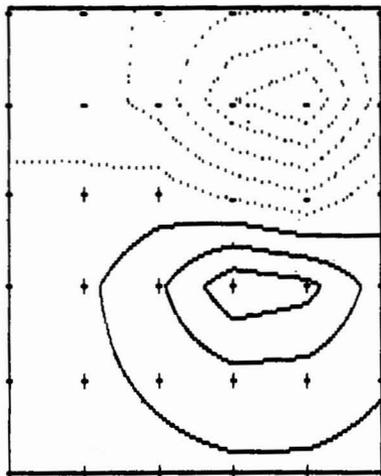
figura 2. Isócronas de despolarização no epicárdio do coração E de DURRER, na parede anterior. O intervalo entre as curvas é de 5 ms, sendo a primeira no instante 25 ms. O "coração" foi posicionado na grade de modo a se aproximar de casos reais.

Na simulação,  $I$  foi considerado proporcional ao módulo da área da despolarização entre a isócrona anterior ( $t_{i-1}$ ) e a atual ( $t_i$ ), de cada elemento conforme figura 4. O vetor  $d\vec{l}$  tem como módulo a distância entre as isócronas  $t_i$  e  $t_{i-1}$ , direção normal à curva da isócrona  $t_i$ , e origem no centro do elemento.

Sem o movimento do coração, o sentido e direção de  $I \cdot d\vec{l}$  no instante  $t_i$  corresponde a normal à isócrona  $t_i$ . O mapa principal resultante está mostrado na figura 3, onde pode-se constatar o padrão dipolar. O mapeamento com os sinais temporais está representado na figura 5.

Durrer E, isof1, sem rotacao  
arquivo: dur\_e\_0.svd

max.: 0.374  
min.: -0.497  
ditz: 20



MAPAS DE ISOCURVAS  
\* Versao atual U( 6, 6) \*

→ ler dados  
plot curvas  
plot sinal  
mensagem  
finaliza

figura 3. Mapa principal resultante da simulação com as isócronas da figura 2. Nota-se o padrão nitidamente dipolar.

### Rotação

Considerando-se que o coração está se movendo durante a despolarização (sístole), este movimento afeta o sentido de  $I_{dl}$ . No modelo de simulação, foi considerado que o coração gira, em torno do ponto R (figura 2) no sentido anti-horário de um ângulo total TETA, com velocidade angular constante.

$$W = \frac{T E T A}{T} \quad (2)$$

onde T : tempo total de despolarização

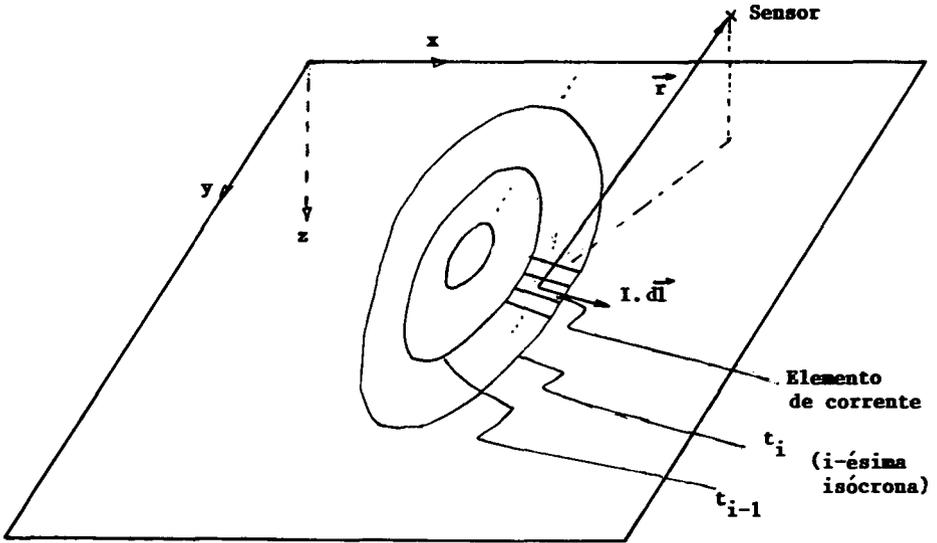


figura 4. Sistema de coordenadas adotado, e a representação de um elemento de corrente. A grade percorrida pelo sensor dista  $z = -4$  cm do plano das isócronas.

Seja  $(t_1, t_2 \dots t_N)$  as  $N$  isócronas que compõem a figura 2. A figura 6 ilustra o movimento de despolarização dentro de um elemento a partir do instante  $t_{i-1}$

A velocidade resultante  $(\vec{V})$  é a composição da velocidade tangencial à rotação  $(\vec{V}_t)$  e da velocidade de despolarização  $(\vec{V}_d)$  onde:

$$|\vec{V}_t| = w \cdot a \quad (3)$$

$$|\vec{V}_d| = 1/T \quad (4)$$

$$\vec{V} = \vec{V}_t + \vec{V}_d \quad (5)$$

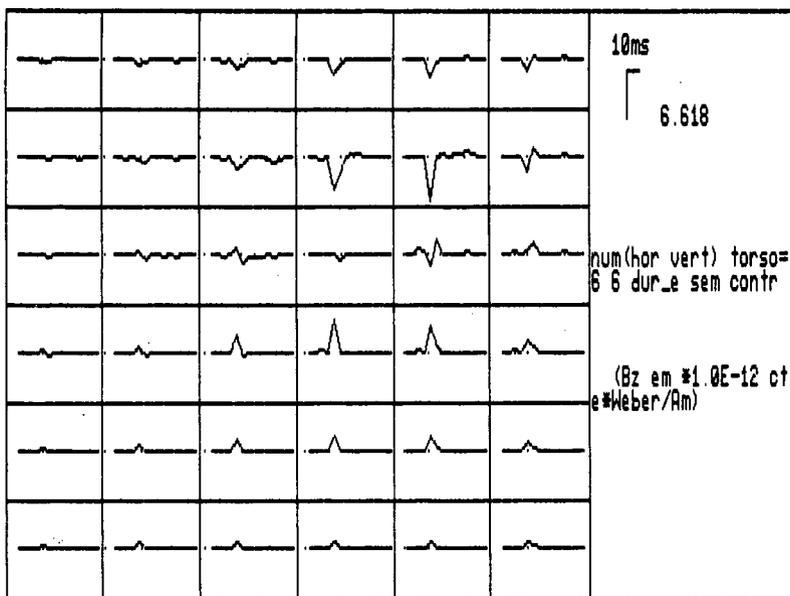


figura 5. Mapeamento magnético simulado, com os sinais temporais. A linha pontilhada representa campo nulo e o sinal é positivo para campos entrando no torso

Para implementar este movimento, o segmento 1 foi subdividido em 8 sub-segmentos intermediários, calculando-se  $\bar{V}$  para cada sub-segmento e consequentemente ajustando a trajetória conforme exemplificado na figura 6.

#### RESULTADOS

As figuras 7a, 7b, 7c e 7d mostram os resultados da simulação (mapas principais) sobre as isócronas da figura 2 para TETA = 15°, 30°, 45° e 90°, sentido anti-horário.

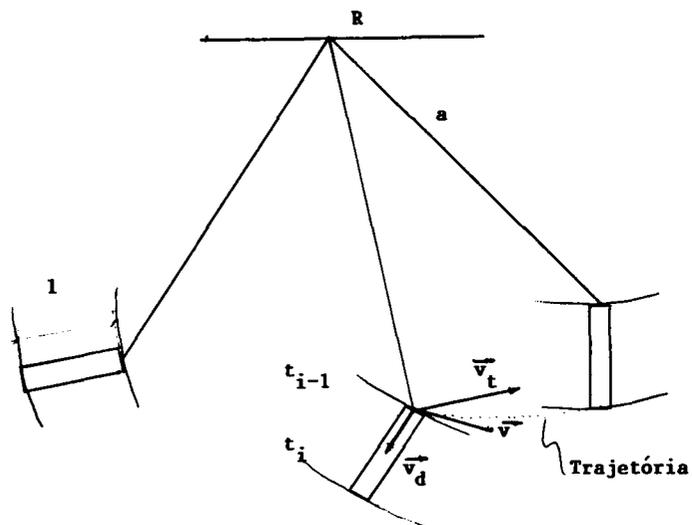
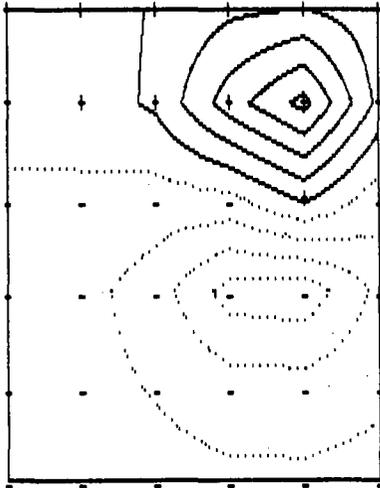


figura 6. Esquema mostrando as posições do elemento de corrente genérico no instante inicial, no instante  $t_{i-1}$  e a trajetória de despolarização até atingir a isócrona  $t_i$  devido ao movimento de despolarização e de rotação.

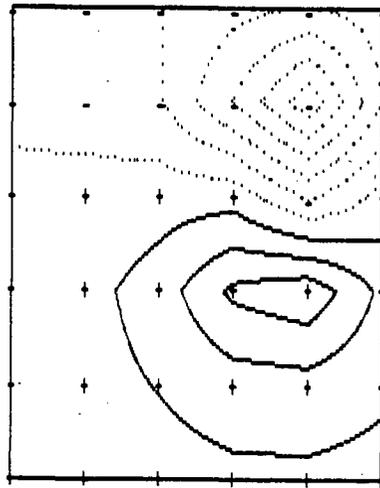
Nota-se que o efeito de uma rotação de  $15^\circ$  é pequena, percebendo-se semelhança com casos experimentais (figura 1) somente para ângulos de rotação próximos a  $45^\circ$ .

Estes resultados mostram que o movimento de rotação contribui para o caráter monopolar, mas não explicam todo o fenômeno, já que rotações da ordem de  $90^\circ$  são muito elevadas para corações reais.

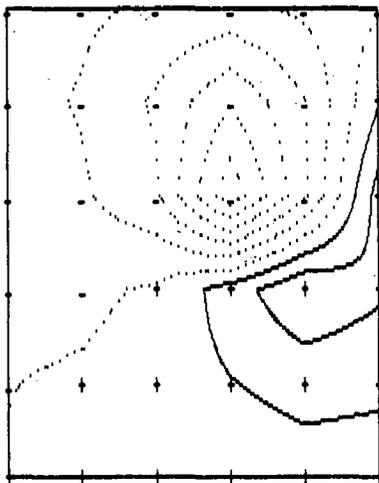
Durrer E, isof1, rot=15 graus anti-hor  
 arquivo: dur\_e\_15.svd  
 max.: 0.533  
 min.: -0.366  
 dltz: 20  
 (a)



Durrer E, isof1, rot=30 graus anti-h  
 arquivo: dur\_e\_30.svd  
 max.: 0.375  
 min.: -0.568  
 dltz: 20  
 (b)



Durrer E, isof1, rot=45 graus anti-h  
 arquivo: dur\_e\_45.svd  
 max.: 0.296  
 min.: -0.570  
 dltz: 20  
 (c)



Durrer E, isof1, rot=90 graus anti-h  
 arquivo: dur\_e\_90.svd  
 max.: 0.258  
 min.: -0.729  
 dltz: 20  
 (d)

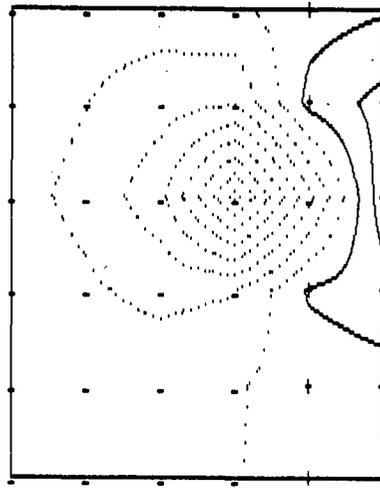


figura 7. Mapas principais resultante da simulação com diferentes ângulos de rotação do coração. a) rotação de 15° anti-horário, b) 30°, c) 45°, d) 90°.

## DISCUSSÃO

Em trabalho anterior deste grupo (Campos et al, 1987), mostrou-se que, utilizando-se um modelo de simulação baseado nas isócronas de DURRER, pode-se explicar o padrão "monopolar", observado durante o intervalo correspondente ao complexo QRS, de casos experimentais, a partir da adição de um componente tangencial (da ordem de 30 graus), a cada elemento de corrente.

Os achados aqui descritos, junto com as observações anteriores, sugerem que deve haver uma interação de fatores, influenciando na forma com que se processa a ativação no plano do epicárdio. Dentre estes fatores, pode-se destacar: a disposição geométrica irregular das fibras miocárdicas, a ativação no sentido endocárdio-epicárdio, e o movimento de rotação causado pela contração cardíaca e movimentos respiratórios.

Devem ser observadas as seguintes considerações, a respeito das simplificações assumidas na presente simulação:

- despolarização em um único plano, ao passo que nos casos reais a mesma ocorre no espaço;
  - foram desprezados os efeitos do volume condutor, e não se incluiu elementos de corrente secundários (não-cardíacos);
  - o modelo é baseado em estudos com coração isolado;
- estas limitações foram assumidas para tornar o modelo viável e simplificar a interpretação dos resultados.

## AGRADECIMENTOS

Os autores agradecem o apoio financeiro da FINEP ao projeto de Magnetocardiografia; e ao pessoal da secretaria do S.I.M./In-Cor, pela ajuda na preparação deste manuscrito.

## REFERÊNCIAS

- CAMPOS, C.P.; TACHINARDI, U.; MELO, C.P. and COSTA RIBEIRO, P. (1987) "Depolarization Orientation in a Multiple Dipole Model for the Direct Problem in Magnetocardiography", enviado para 6th International Conference on Biomagnetism, Tokyo Aug-1987.
- DURRER, D.; VAM DAM, R.T.; FREUD, G.E.; JANSE, M.J.; MEIJLER, FL.; ARZBAECHER, R.C. (1970) "Total Excitation of the Isolated Human Heart", Circulation, vol.XLI, number 6, June 1970, pag. 899-912.

- FURUIE, S.S.; TACHINARDI, U (1987). "Simulação em Magnetocardiografia: Detecção e localização do infarto do miocárdio", Aceito no X Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica e RBE, Rio de Janeiro, Setembro de 1987.
- GROENEWEGEN, A.S.; SPEKHORST, H.H.M; REEK, E.J. (1985). "A Quantitative Method for the Localization of the Ventricular Pre-Excitation Area in the Wolff-Parkinson-White Syndrome Using Singular Value Decomposition of Body Surface Potentials", J. Electrocardiology, 18(2), pag. 157-168.
- HORACEK, B.M.; PURCELL, C.; LAMOTHE, R.; MERRIT, R.; KAUFER, C.; PERIYALWAR, S.; DEY, S.; LEON, L.J. and STROINK, G. (1987). "The Effect of Torso Geometry on Magnetocardiographic Isofield Maps", Physics in Medicine & Biology, 32(1), pag. 121-124.
- STROINK, G. and MacAULEY, C. (1985). "Normal and Abnormal Components in Magnetocardiographic Maps of a Subject with a Myocardial Infarction", Med. & Biol. Eng. & Comput., 23(Suppl. Part 1), pag. 61-62.
- TACHINARDI, U.; FURUIE, S.S.; CAMPOS, J.C. and MELO, C.P. (1987). "The Use of Singular Value Decomposition in the Analysis of the QRS Complex Isofield Maps", enviado para 6th Conference on Biomagnetism, Tokyo Aug-1987.
- YOUNG, T.Y.; HUGGINS, W.H. (1962) "The Intrinsic Component Theory of Electrocardiography", IRE Transactions on Biomedical Electronics, October, 214-221.

EFFECT OF THE HEART MOVEMENT IN MAGNETOCARDIOGRAPHY:  
A DURRER'S ISOCHRONE MAPS-BASED SIMULATION MODEL.

ABSTRACT-- This paper describes a simulation model for magnetocardiography (MCG), developed to demonstrate the participation of the heart's contraction movement, in the generation of the "monopolar-shaped" isofield maps, observed in experimental QRS interval of normal subjects. Although the results were in agreement to that statement, we find that the rotation movement of the heart, cannot explain alone that phenomena, suggesting other mechanisms involved. Our model was based on the epicardial isochronic maps obtained during the ventricular depolarization (Durrer, 1970).