

Em trabalho anterior (Campos et al, 1987) este grupo propôs um modelo de simulação de MCG, baseado no trabalho de Durrer e colaboradores, para demonstrar a importância dos componentes tangenciais à frente de despolarização no epicárdio, na geração dos mapas de MCG. Ampliando aqueles estudos, Furuie e colaboradores (1987), utilizaram o mesmo modelo, para estudar o efeito do movimento de contração do coração na geração daqueles sinais.

O presente trabalho, pretende avaliar a potencialidade do MCG para detectar e localizar o IM. Para esta finalidade, serão utilizados modelos com e sem IM, a partir de figuras geométricas e no modelo de curvas isócronas, obtido em corações isolados de seres humanos (Durrer et al, 1970).

MODELOS UTILIZADOS

a) Isócronas circulares

A figura 1, mostra o modelo baseado em 5 círculos. Cada circunferência representa a frente de despolarização em um determinado instante. Este modelo, possui um mapa principal dipolar. A partir deste modelo, foram realizadas simulações de IM superior e inferior direito (figura 2).

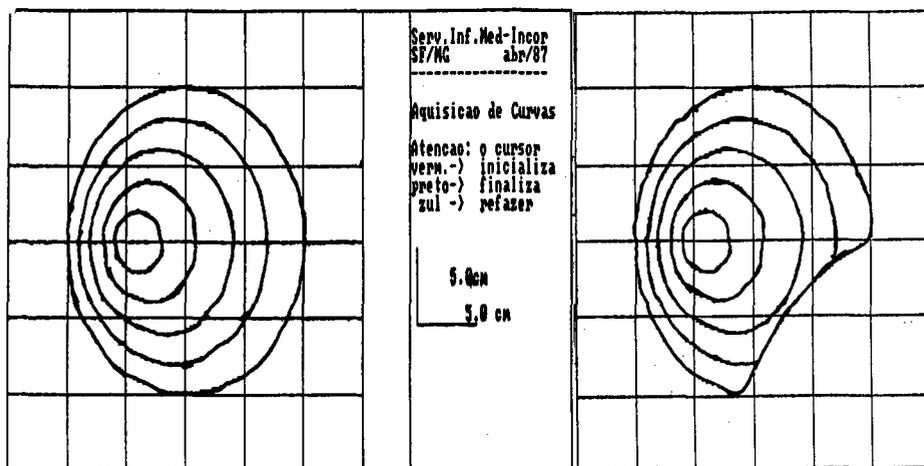


Figura 1 - Modelo de despolarização com isócronas circulares.

Figura 2 - Modelo da figura 1 com simulação de IM inferior direito

b) Isócronas de Durrer

Os detalhes da simulação a partir deste modelo estão descritos em publicação anterior (Campos et al, 1987). Neste estudo, utilizamos o mapa de isócronas de um coração (caso "E") do trabalho de Durrer (figura 3), retirando destes mapas alguns segmentos, simulando regiões de IM. Foram estudados IM na região anterior-apical à esquerda e à direita (figura 4).

MÉTODO E RESULTADOS

Damen e Van der Kam em 1982, mostraram que a SVD é uma excelente ferramenta para o estudo do problema inverso em eletrocardiografia. Sinais que são função do tempo e da posição, como é o caso de mapeamentos elétricos e magnéticos, podem ser decompostos em função dos componentes principais no tempo e no espaço normalizadas.

Seja (A) a matriz de dados $m \times n$, contendo m linhas e n colunas, onde cada linha representa uma posição do sensor (m posições de sensores), e cada coluna corresponde a um instante de

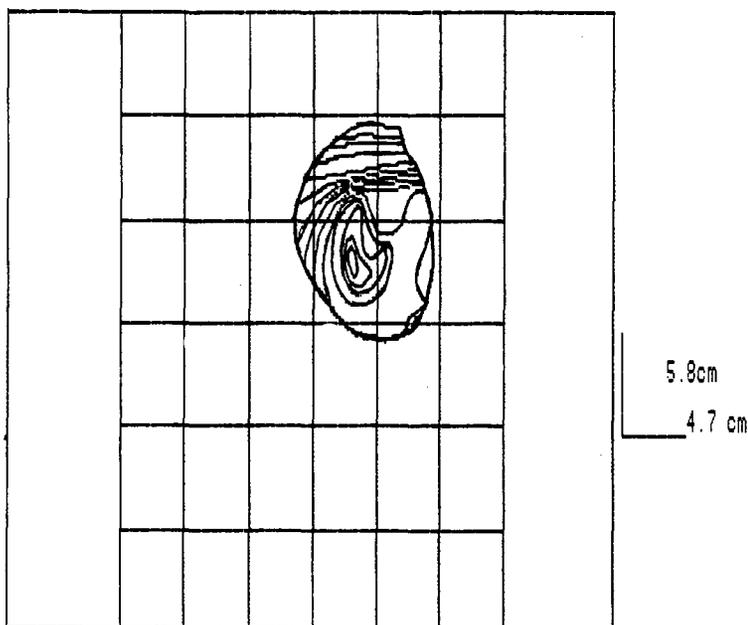
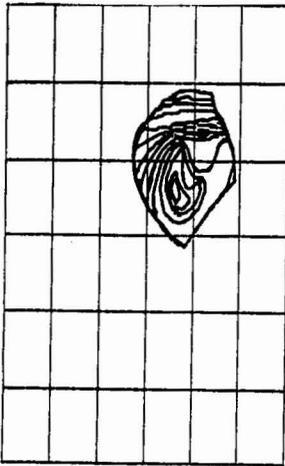


Figura 3 - Isócronas do modelo utilizado (caso "E" do estudo realizado por Durrer) posicionado na grade do torso. O intervalo entre duas curvas isocronicas é de 5 ms, sendo que a curva mais interna está a 25 ms da referência (início da despolarização ventricular).

amostragem (n amostras). Portanto (A) $m \times n$ representa todo o mapeamento. A matriz (A) pode ser decomposta (Golub, 1970) em:



5.8cm
4.7 cm

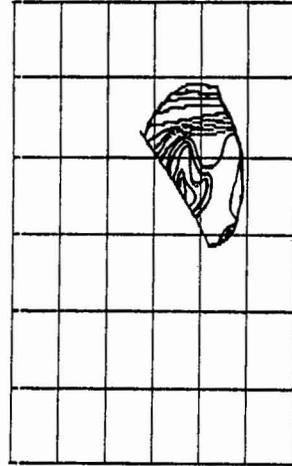


Figura 4a:

Figura 4b

Figuras 4 a,b - Isócronas com diferentes posições de IM

$$(A) = (U) \cdot (Q) \cdot (V) \quad (1)$$

onde: (Q) = matriz diagonal (q_1, q_2, \dots, q_n) de valores singulares

(U) = matriz $m \times n$ de autovetores de $(A)(A)'$

(V) = matriz $n \times n$ de autovetores de $(A)'(A)$

A expressão (1) pode ser reescrita como (Andrews, 1976):

$$(A) = \sum_{i=1}^n q_i \cdot \vec{u}_i \cdot \vec{v}'_i \quad (2)$$

onde \vec{u}_i : i -ésimo vetor coluna de (U)

\vec{v}_i : i -ésimo vetor coluna de (V)

Pode-se provar que $q_i \geq 0$, para qualquer $i=1, n$.

Se ordenarmos as colunas de (U) e (V) de modo que :

$$q_1 \geq q_2 \geq q_3 \dots \geq q_n \geq 0 \quad (3)$$

Diz-se que \vec{u}_i e \vec{v}_i são, respectivamente, a i -ésima componente principal normalizadas no espaço e no tempo.

As características mais importantes do SVD são:

- a) decomposição sobre uma base ortonormal $\{\vec{u}_i, \vec{v}_i\}$;
- b) a série da expressão (2) otimizada pelo menor erro quadrático de truncamento (Andrews, 1976);
- c) \vec{v}_i , $i=1, n$ são os novos eixos de um sistema de coordenadas onde as novas variáveis (transformação linear $\vec{Y} = (U)\vec{X}$) são não correlacionadas (COV (\vec{Y}) = matriz diagonal, suposto que as médias das linhas de (A) são nulas);
- d) explicita as componentes principais normalizadas;
- e) os mapas principais e os sinais principais contém os padrões mais proeminentes no espaço e no tempo, respectivamente, no sentido da característica b) acima.

Detecção

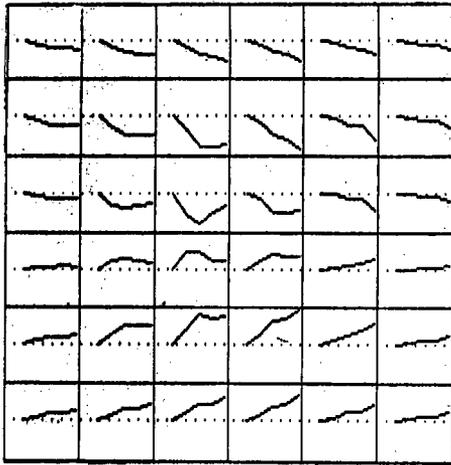
A análise dos sinais temporais principais (\vec{v}_i) pode ser uma técnica de detecção de anomalias cardíacas pois:

- a) mapeamentos ECG/MCG apresentam elevado grau de redundância, ou correlação (Lux, 1981);
- b) SVD torna \vec{v}_i $i = 1, n$ pouco sensíveis à redundância de sinais (eixos ortonormais);
- c) \vec{v}_i , $i = 1, n$ são normalizados, tornando irrelevante o ganho dos sinais;
- d) é praticamente invariante com a posição do coração no torso, exceto no eixo da profundidade (z).

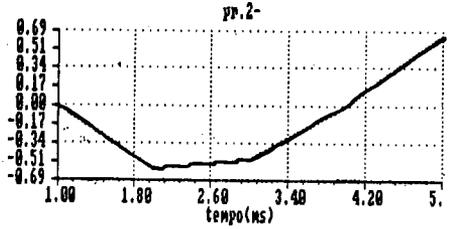
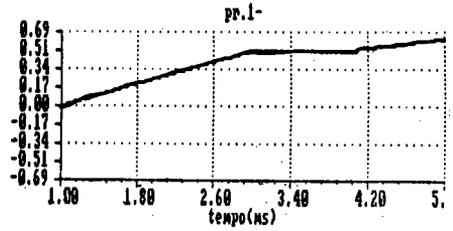
Esta característica (d) se deve à forma como o MCG é gerado e captado. Como se sabe, o campo magnético obtido no sensor depende apenas da distância do sensor aos elementos de corrente, da sua intensidade e da orientação dos mesmos em relação ao sensor (Lei de Biot Savart). Desta forma, havendo sensoreamento com elevado grau de redundância em vários locais do torso, o deslocamento do coração no plano frontal, significará apenas o deslocamento dos sensores que detectarão, praticamente os mesmos sinais do coração se o mesmo não tivesse sido deslocado. As figuras 5 e 7 ilustram esta observação. A figura (5) mostra os campos (B_z) obtidos pelo modelo das isócronas circulares e a figura (6) os seus dois primeiros sinais principais normalizados. As figuras (7 e 8) ilustram o mapeamento temporal e os sinais principais, correspondente a este mesmo modelo, em outra posição (rotação horária de 30° em relação ao centro da isócrona mais interna) e percebe-se que:

- o conjunto de sinais da figura 5 é praticamente equivalente ao da figura 7, apenas diferindo quanto à posição do sinal (deslocamento dos sinais nas células da grade).
- os dois primeiros sinais principais (figuras 6 e 8) são praticamente equivalentes em consequência da observação anterior.

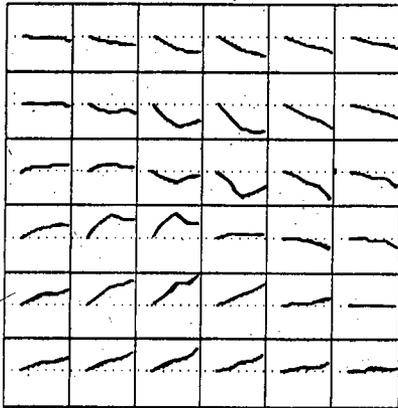
Simulando IM conforme a figura (2), o mapeamento e os sinais alteram-se para aqueles mostrados nas figuras (9) e (10).



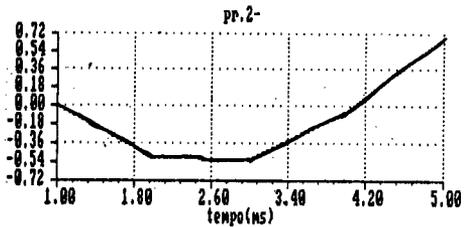
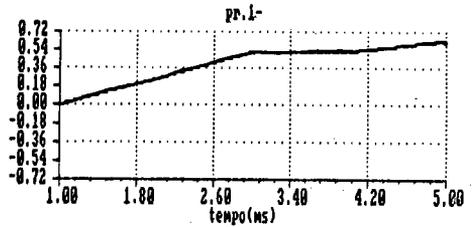
2ms
8.711



Figuras 5 e 6 - Sinais temporais obtidos em cada posição da grade (esq.), e as duas componentes principais normalizadas (dir.) correspondente ao MCG da Fig. 1.



2ms
8.764

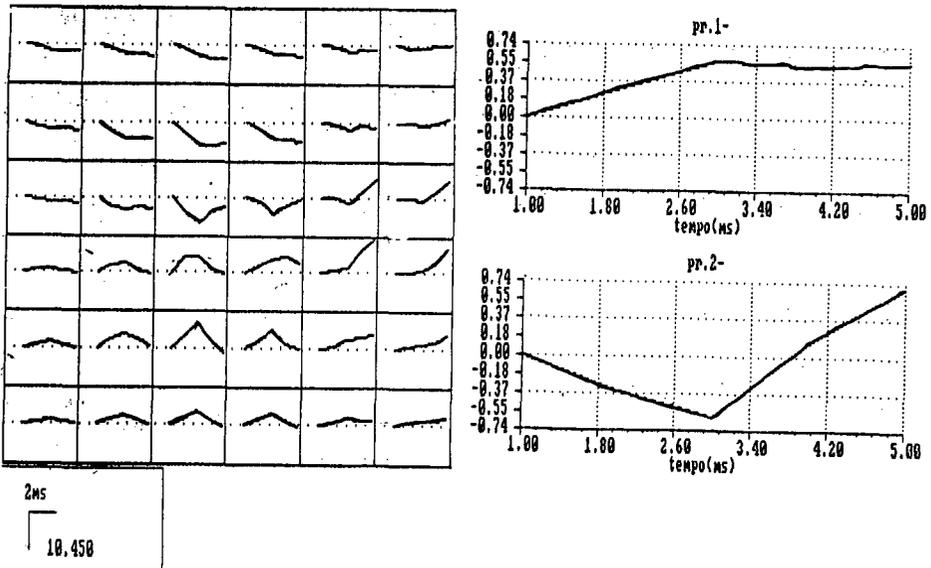


Figuras 7 e 8: Sinais temporais (esq.) e sinais principais normalizados (dir.) gerados pelo modelo da Fig. 1, com rotação de 30 graus horários.

Localização

Para se analisar o efeito causado pelo IM, realizou-se a subtração dos mapas com IM daqueles originais (sem IM). As subtrações foram realizadas da seguinte forma (Stroink, 1985): retirou-se do mapa com IM, o mapa de IM reconstruído a partir do primeiro autovetor dos mapas sem IM. A este mapa resultante, foi aplicada a SVD, e analisou-se os mapas principais, os sinais principais e os respectivos Valores Singulares (SV).

Esta técnica foi aplicada aos modelos descritos, e a figura 11, mostra um exemplo de subtração utilizando-se o modelo de Durrer subtraído do mapa principal obtido do exemplo da figura 4a. Observou-se, no entanto, que a tentativa de localizar o IM no caso da figura 4b não obteve sucesso, ao contrário do que pôde ser observado no caso anterior, onde o dipolo residual da subtração do mapa principal do IM à esquerda pelo modelo original, efetivamente localiza a região "infartada", pois o dipolo da figura 11a corresponde a um dipolo gerado na região infartada da figura 4a com a mesma direção de despolarização da região suprimida.



Figuras 9 e 10 - Sinais temporais (esq.) e componentes principais (dir.), gerados pelo modelo da Fig.2 (IM).

isof1 DurrerE-Isq_Esq (1 eisen) (4 set)
 arquivo: d4_ise1.svd
 max.: 0.3
 min.: -0.5
 dltz: 20

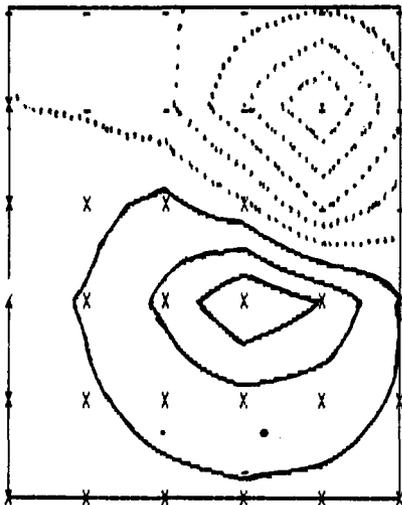
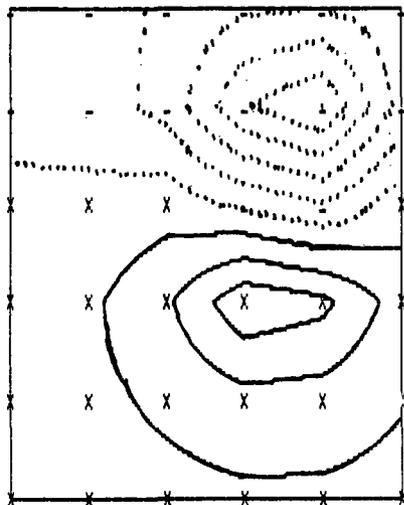


Figura 11- a) (à esq.) Mapa principal da subtração entre o modelo sem IM (Fig.3), e o mesmo mapa estimado pelo principal auto-vetor do mapa gerado pelo IM (Fig.4a). Os mapas principais dos dois modelos são mostrados abaixo..

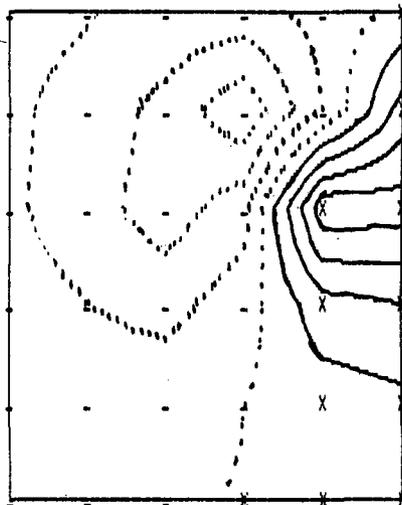
b) (embaixo à esq.) Mapa principal do modelo sem IM.

c) (embaixo à dir.) Mapa principal do modelo com IM.

isof1 DurrerE (4 setores)
 arquivo: dur4se.svd
 max.: 0.376
 min.: -0.502
 dltz: 20



isof1 DurrerE-Isq_Esq
 arquivo: ise_de.svd
 max.: 0.4
 min.: -0.3
 dltz: 20



DISCUSSÃO

O método proposto por Stroink para a localização não é capaz de detectar anomalias, cujos sinais no mapeamento, não são ortogonais aos auto-vetores utilizados de pessoas normais. A subtração proposta, apenas retira de um padrão qualquer, o mesmo padrão reconstruído (estimado) a partir dos auto-vetores adotados, como demonstrado abaixo:

Seja (A) um mapeamento qualquer e (U) os k novos autovetores para estimar (A).

Qualquer coluna j do (A) estimado (\hat{A})_j pode ser escrito como combinação linear dos auto-vetores

\vec{u}_i , $i = 1, k$

$$(\hat{A})_j = \sum_{i=1}^k a_i \cdot \vec{u}_i \quad (4)$$

onde a_i , $i = 1, k$ é a projeção de (A)_j em \vec{u}_i , ou seja

$$a_i = \vec{u}_i' \cdot (A)_j \quad (5)$$

O mapeamento residual (B), será então:

$$(B) = (A) - (\hat{A}) \quad (6)$$

Como observado pela equação (5), se a amostra j de (A) puder ser totalmente reconstruída pelos k auto-vetores, o resultado da subtração, nesta coluna, será nulo, não mostrando eventuais anomalias. Esta formulação explica o fato de não se conseguir localizar a região de IM em todos os casos analisados, como por exemplo no modelo mostrado na figura 4b.

Deve-se ressaltar que neste estudo, como em qualquer outro que se proponha a realizar simulações de modelos biológicos, são assumidas simplificações severas, para permitir a exatidão do projeto. Neste trabalho, as principais limitações impostas ao modelo foram: a utilização de um único plano (correspondente p.ex. à parede anterior), localização dos IM nas laterais (não se estudam IMs "dentro da área cardíaca"), só foram consideradas as componentes do dipolo de corrente normais à superfície das curvas isócronas, e utilização de um sensor ideal (na prática são usadas combinações simétricas ou assimétricas de pares de bobinas). Estas limitações, no entanto, não comprometem a validade dos resultados, uma vez que estes são justificáveis teoricamente, e na prática, é possível construir sistemas de aquisição de MCG que ressaltem uma determinada "fatia" perpendicular ao sensor.

CONCLUSÕES

Neste estudo como em outros, é demonstrada a capacidade de se identificar as alterações causadas pelo IM nos mapas de iso-campo obtidos pelo MCG, através da aplicação da SVD.

No caso do infarto do miocárdio, onde são encontradas regiões eletricamente inativas, mostrou-se que os sinais principais de um modelo simulando IM, e de outro sem IM, pode detectar a presença do infarto. Da mesma forma, demonstrou-se que o mapa principal resultante da subtração pode, desde que os sinais obtidos de um caso com suspeita de IM sejam ortogonais aos auto-vetores de casos normais, localizar a região de infarto do miocárdio.

AGRADECIMENTOS

Os autores agradecem a valiosa contribuição de C.P.Melo, J.C.Campos, S.Sirota, sem os quais este trabalho não seria possível, e ao pessoal da secretaria do S.I.M./InCor pela inestimável ajuda. Este trabalho é parte do projeto de Magnetocardiografia financiado pela FINEP.

REFERÊNCIAS

- ANDREWS, H.C, PATTERSON, C.L.(1976) - "Singular Value Decomposition and Digital Image Processing", IEEE Transactions on Acoustic, Speech and Signal Processing, Vol.ASSP-24, nº 1, Feb, pag. 26-53.
- BAULE, G.M; McFEE, R. (1970) - "The Magnetic Heart Vector" Am.Heart J. Volume 79, pags.223-236.
- CAMPOS, J.C; 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.
- CHOU, T.C., (1979) - "Myocardial Infarction, Myocardial Injury and Myocardial Ischemia in Electrocardiography in Clinical Practice", Grune & Stratton New York - Pags.146 - 215.
- DAMEN,A.A; VAN DER KAM,J.(1982) - "The use of Singular value Decomposition in Electrocardiography", Med & Biol. Eng & Comput., Volume 20, pag. 473-482.
- FURUIE,S.S; TACHINARDI,U, MELO,C.P; CAMPOS,J.C; SIROTA,S; MELO,C. P.(1987) - "Efeito do Movimento do Coração no Mapeamento Magnético: Simulação com Isócronas de Durrer", nesta RBE.

- GIANNINI, S.D; PILEGGI, F; SERRO AZUL, L.G. e TRANCHESI; J. (1977) - "Insuficiência Coronária in Propedeutica Cardiológica - Bases Fisiopatológicas, Serro Azul, Pileggi e Tranchesi EDS. Guanabara Koogan, Rio de Janeiro - pag, 354-371.
- GOLUB, G.H; REINSCH, C.(1970) - "Singular Value Decomposition and Least Squares Solutions", Numer.Math.Volume 14, pag.403-420.
- GONELLI, R; GALEONE, P; SICUPO, M; and TARTAGLIA, A.(1985) - "Magnetocardiographic Isofield Mapping in the Characterization of the Infarated Area" in Biomagnetism Application and Theory. H. Weinberg, G.Stroink, T. Katila (Eds). New York - Pergamon Press. pags. 153-158.
- LUX, R.L.; EVANS, A.K.; BURGESS, M.J.; WYATT, R.F. and ABILDSKOV, J.A. (1981) - "Redundancy Reduction for Improved Display and Analysis of Body Surface Potential Maps- I. Spatial Compression". Circ. Res. 49, 186-196.
- STROINK, G. and MacAULEY, C.(1985) - "Normal and Abnormal Components in Magnetocardiographic Maps of a Subject with a Myocardial Infarction". Med.Biol. Eng.Comp. Vol.23, Supp.Part. - pags. 61-62.

**SIMULATION IN MAGNETOCARDIOGRAPHY: DETECTION AND LOCALIZATION
OF THE MYOCARDIAL INFARCTION**

ABSTRACT - This work presents the use of simulation models in order to evaluate the potenciality of Magnetocardiography (MCG) in the detection and localization of Myocardial Infarcted (MI) areas. Two models are used: a geometrical mode and an isochronic curves model (Durrer, 1970). The simulation outputs, were studied by means of Singular Value Decomposition technique, this method generates the principal maps and signals, as well as, the Singular Values (SV). The preliminary results obtained in this study, showed that, with some restrictions, it is possible to detect and localize MI using the MCG.