

ATUALIZAÇÃO

**Deteccão de Campos Magnéticos Cardíacos
(Magnetocardiografia)**

O Fenômeno Biológico.

Toda célula muscular se apresenta eletricamente polarizada, com uma diferença de potencial de cerca de 90 mV entre a parte interna e externa, como uma bicamada composta de cargas positivas no seu exterior e negativas interiormente.

O processo de contração muscular está associado a uma despolarização da célula ao longo de seu eixo maior.

Uma célula parcialmente despolarizada pode ser matematicamente associada à soma de duas configurações de carga, uma de bicamada fechada outra de disco de polarização oposta, que somada à primeira é eletricamente idêntica à célula parcialmente despolarizada original.

Durante a contração muscular cardíaca, as células se despolarizam de forma simultânea e coerente, para produzir o efeito de bombardeamento do sangue, e os discos acima descritos se somam para produzir uma frente de onda de despolarização, a qual pode ser associado um momento de dipolo elétrico que varia no tempo, à medida que a despolarização progride ao longo do tecido cardíaco.

Cada instante do ciclo cardíaco será, portanto, descrito por um dipolo de módulo, direção, e sentido variável.

Neste modelo eletrostático, a diferença de potencial entre dois pontos quaisquer será proporcional à projeção deste dipolo elétrico ao

longo da direção definida pelos dois pontos de medida.

É esta projeção que aparece no traçado do ELETROCARDIOGRAMA para cada uma das diferentes derivações (posições dos eletrodos) utilizadas. Neste traçado aparecem ondas de denominação clássica P (despolarização dos atrios) Q, R, S (despolarização ventricular) e T (repolarização ventricular).

Embora este modelo eletrostático descreva qualitativamente o fenômeno, ele deve ser substituído por outro que leve em conta o fato do corpo ser um condutor. De fato, o processo de despolarização das células cardíacas gera correntes primárias no interior do órgão que vão se fechar externamente a ele (correntes secundárias) no volume condutor que constitui o corpo. No ELETROCARDIOGRAMA o que se obtém são as diferenças de potencial elétrico medidas na superfície do corpo devido a essas correntes secundárias.

Assim, embora o conhecimento da atividade elétrica cardíaca seja fundamental na descrição funcional do desempenho muscular, a sua medida é feita de forma imprecisa através das correntes superficiais do corpo.

Uma outra forma de medir uma corrente elétrica é através do campo magnético por ela gerado. Este campo magnético é extremamente fraco e foi praticamente só com o advento do SQUID, (Superconductor Quantum Interference Device), dispositivo supercondutor introduzido na última década, que se conseguiu a detecção e medida do mesmo. Esta medida constitui o que se denominou de MAGNETOCARDIOGRAFIA.

A MAGNETOCARDIOGRAFIA apresenta potencialmente uma grande vantagem sobre a ELETROCARDIOGRAFIA, já que ela privilegia sobretudo as correntes primárias, sendo portanto um instrumento mais fiel na descrição desses eventos.

Uma boa evidência deste fato é a comparação entre um ELETROCARDIOGRAMA FETAL e um correspondente MAGNETOCARDIOGRAMA FETAL. No primeiro caso aparecem registrados simultaneamente o sinal cardíaco da mãe e o do feto (de amplitude muito menor) enquanto que no segundo caso só aparece o registro do feto, as correntes secundárias geradas no corpo da mãe pela sua atividade cardíaca não sendo detectadas.

A detecção do campo magnético cardíaco.

Existem dois desafios técnicos para a detecção deste campo. O primeiro é a existência de um sensor suficientemente sensível para detectar campos que são 7 ordens de grandeza menos intensos que o campo magnético terrestre. O segundo é a detecção de tais campos na presença de um "background" de ruído proveniente de fontes as mais diversas e de muito maior intensidade.

O primeiro desafio foi superado com a utilização do SQUID que utiliza propriedades das junções Josephson em supercondutividade e permite a medida de campos até 10 ordens de grandeza menores que o campo terrestre.

O segundo foi enfrentado de duas formas. Pela utilização de uma blindagem magnética feita de material de alta permeabilidade magnética e que reduz dramaticamente o campo magnético em seu interior, e pelo emprego de uma técnica denominada de discriminação espacial a qual utiliza o fato de que a fonte de sinal se encontra próxima e as fontes de ruído distantes, de forma que a variação espacial do campo devido ao sinal e ao ruído são diferentes.

A discriminação espacial.

Em nossos trabalhos preferimos usar o segundo método já que é muito menos oneroso e mais simples.

Na natureza encontram-se exemplos de discriminação

espacial feita pelos órgãos dos sentidos animais. Na visão, por exemplo, a informação de profundidade (terceira dimensão) provém da comparação das imagens provenientes dos dois detectores (olhos) situados em pontos espacialmente distintos.

A posição relativa de um dado objeto na imagem do mesmo, presente nos dois olhos permite avaliar sua distância.

Objetos distantes tem a mesma posição relativa e objetos próximos tem posições relativas diferentes.

Na audição a existência de dois detectores permite distinguir e seguir um sussuro num ambiente com ruído vários decibéis mais intenso, graças a utilização deste princípio de discriminação espacial entre fonte de sinal e ruído.

No nosso caso a solução é a mesma, isto é, as bobinas de detecção do sinal magnético são enroladas de forma diferencial, constituindo gradiômetros de diferentes ordens, que vão cancelar o sinal proveniente de fontes de ruído distantes e reforçar o sinal proveniente de fontes de sinal próximas.

Assim, nos últimos 6 anos que vimos trabalhando nesta técnica conseguimos aumentar a relação sinal ruído do MAGNETOCARDIOGRAFO por um fator da ordem de 20, graças a utilização de gradiômetros de terceira derivada.

Filtragem espacial.

O campo magnético gerado por uma fonte qualquer é uma função monotônica decrescente no espaço. É portanto lógico tentar descrevê-lo através de um polinômio. Assim, a sua variação espacial num pequeno intervalo será muito bem descrita por uma expansão em série de Taylor, onde os coeficientes são as derivadas de ordens sucessivas do sinal.

Nesta descrição, o sinal de uma fonte distante (ruído) será descrito por um polinômio com

poucos termos: somente as primeiras derivadas são suficientemente intensas.

Pelo contrário, o sinal proveniente de uma fonte próxima (sinal que se quer medir) variando rapidamente no espaço deverá ser descrito por um polinômio com muitos termos: as sucessivas derivadas são muito intensas.

A separação entre sinal (fonte próxima) e ruído (fonte distante) poderá então ser realizada mediante um dispositivo que cancele as primeiras derivadas espaciais do sinal.

Isto é efetuado através da utilização de bobinas sensoras enroladas na configuração de gradiômetros de primeira, segunda, ou terceira ordem que cancelam respectivamente os termos constantes, constante e primeira derivada, constante, primeira e segunda derivada da série de Taylor que descreve o sinal.

Uma outra forma de descrever o sinal é no entanto através da expansão em série Fourier. Nessa abordagem, o ruído terá sobretudo componentes de baixa frequência, e o sinal terá componentes tanto de baixa quanto de alta frequência. A separação entre sinal e ruído será então realizada através de um filtro espacial passa alta frequência.

Fica então evidente que um gradiômetro espacial nada mais é do que um filtro espacial passa alta. As bobinas do gradiômetro detectam um sinal que varia continuamente no espaço em pontos discretos correspondentes à posição das bobinas. Fazem assim uma amostragem discreta do sinal magnético. Um gradiômetro espacial constitui um filtro espacial passa alta discreto, mais precisamente, um filtro de média movel não recursivo.

Ultimamente nosso trabalho tem se concentrado na utilização da teoria de filtragem para realização de projetos de gradiômetros com maior performance na discriminação entre sinal e ruído.

Mostramos assim que gradiômetros de ordem

crecentes correspondem a filtros passa altos cada vez mais planos da região de rejeição (stop band). Diferentes configurações de gradiômetros vêm assim sendo projetadas e testadas com resultados animadores na otimização da relação sinal ruído.

A magnetocardiografia no Brasil.

Além do desenvolvimento da instrumentação realizado no laboratório de Matéria Condensada da PUC/RJ, duas outras instituições participam desse projeto com protótipos construídos na PUC. No Instituto de Biofísica da UFRJ são feitas medidas com experimentação animal, trabalhando-se com sistemas biologicamente simples como coração isolado de coelho, dipolos implantados em cachorros, e tecido isolado de atrio de coelho.

No Instituto do Coração, da USP, estão sendo realizados estudos em humanos com padronização do normal e estudos de certas patologias com síndromes de pré-excitação e localização de caminhos de condução anormais.

Este projeto vem sendo financiado pela FINEP, e integra, além das três instituições, diferentes especialistas como Físicos, Biofísicos, Médicos, Engenheiros elétricos, Informáticos e Bioengenheiros.

Paulo Costa Ribeiro
Depto de Física da PUC/RJ