

A DISCRIMINAÇÃO ESPACIAL NA DETECÇÃO

DE SINAIS BIOMAGNÉTICOS

A.C. Bruno e P. Costa Ribeiro*

RESUMO -- Este trabalho apresenta a detecção de sinais Biomagnéticos através da utilização da técnica de Discriminação Espacial. Esta técnica consiste no uso de Gradiômetros, que atenuam sinais gerados por fontes distantes privilegiando assim sinais de fontes próximas a ele. É feita também, uma analogia entre a filtragem eletrônica clássica e esta filtragem espacial. Vários aspectos práticos e teóricos da construção do Gradiômetro são analisados e discutidos e finalmente é mostrada uma comparação de dois sinais magnetocardiográficos obtidos com Gradiômetros de ordens diferentes nas mesmas condições ambientais.

INTRODUÇÃO

Campos magnéticos de origem biológica, representam somas vetoriais dependentes no tempo de campos devidos a correntes iônicas originadas em determinado órgão onde o tecido é eletricamente ativo. Estes campos são tipicamente muitas ordens de grandeza menos intensos do que campos magnéticos usualmente existentes no ambiente aonde as medidas são realizadas. Portanto, a realização de medidas biomagnéticas, implica na utilização de um detector suficientemente sensível para a realização das medidas, e de uma técnica que seja capaz de reduzir o ruído magnético ambiental a níveis abaixo do campo a ser medido.

Atualmente o detector mais utilizado é o SQUID (Superconducting Quantum Interference Device) (Zimmerman et al, 1970) e a redução do ruído magnético ambiental é geralmente realizada das seguintes formas: (1) utilização de câmaras blindadas (Cohen, 1975) para isolar o paciente e o instrumento de medida do ruído magnético ambiental e (2) utilização de sensores, que acoplados ao SQUID, sejam capazes de discriminar fontes distantes (ruído) em favor de fontes próximas ao sensor (sinal biomagnético) (Zimmerman e Frederick, 1971). Estes sensores são conhecidos como Gradiômetros já que medem a diferença do campo entre vários pontos do espaço e consistem de um conjunto de bobinas conectadas em série, separadas por distâncias denominadas linhas de base.

Do ponto de vista de um laboratório urbano ou de um hospital a utilização de câmaras blindadas é impraticável devido ao seu alto custo de fabricação e ao desconforto para o paciente. Portanto a técnica de Discriminação Espacial foi por nós utilizada.

DISCRIMINAÇÃO ESPACIAL

Considere que uma fonte pode ser modelada por um dipolo magnético \vec{m} e produz um campo $\vec{B}(\vec{r})$ dado por (Reitz et al, 1982)

$$\vec{B}(\vec{r}) = \frac{\mu_0}{4\pi} \left[\frac{3(\vec{r} \cdot \vec{m})\vec{r}}{r^5} - \frac{\vec{m}}{r^3} \right] \quad (1)$$

* Departamento de Física PUC/RJ

O fluxo devido a este dipolo em uma espira de uma bobina sensora pode ser expresso como:

$$\phi = \int \vec{B}(\vec{r}) \cdot d\vec{A} , \quad (2)$$

onde $d\vec{A}$ é um elemento de área e a integral se estende sobre toda a área da espira. Substituindo (1) em (2) e efetuando a integração, temos que o fluxo devido ao dipolo localizado no eixo e a uma distância d é:

$$\phi_1 = \frac{\mu_0 |\vec{m}|}{2R} [1 + (d/R)^2]^{-3/2} , \quad (3)$$

onde R é o raio da bobina.

Suponha agora que exista uma outra espira sensora no mesmo eixo a uma distância b da primeira, portanto a uma distância $(b+d)$ do dipolo. O fluxo através dela será dado por:

$$\phi_2 = \frac{\mu_0 |\vec{m}|}{2R} \{1 + [(d+b)/R]^2\}^{-3/2} . \quad (4)$$

Se as espiras forem conectadas em série e enroladas em sentidos opostos, formando um gradiometro de primeira ordem (figura 1), o fluxo resultante será dado por:

$$\phi_t = \phi_1 - \phi_2 . \quad (5)$$

Temos então que para fontes distantes ϕ_t tende a zero ($d \gg b$), ao passo que para fontes próximas, ou seja d comparável a b , existirá um ϕ_t dado por (5).

Note que o campo produzido pela mesma espira sensora, quando percorrida por uma corrente I e medido na posição do dipolo é:

$$B(d) = \frac{\mu_0 I}{2R} [1 + (d/R)^2]^{-3/2} . \quad (6)$$

O chamado campo recíproco dado por (6) tem a mesma dependência em R e em d que o fluxo dado em (3) ou seja, o fluxo induzido em uma espira por um dipolo magnético colocado em seu eixo cai com a distância da mesma forma que o campo axial que ela produz quando percorrida por uma corrente. Utilizando esta reciprocidade, estão plotados na figura 2 o fluxo induzido por fontes dipolares em função da distância em uma única espira e em um gradiometro de primeira ordem.

Como pode ser observado, um gradiometro só é sensível a fontes mais próximas. Baseando-se nestas considerações podemos associar o gradiometro a um filtro "Passa-Próximo". Isto pode ser bastante útil na comparação da discriminação espacial efetuada por diversos tipos de gradiômetros.

SENSORES GRADIOMÉTRICOS

As equações gerais que descrevem um gradiometro de n 'ésima ordem podem ser encontradas considerando a resposta ao fluxo induzido num conjunto de $N+1$ bobinas conectadas em série, cada uma constituída por n_i espiras de mesma área A (figura 3):

$$\phi(t) = A \left[\sum_{i=0}^N n_i B_z(z_i) \right] f(t) \quad (7)$$

figura 4 mesmo quando $K_1 \gg K_2 \gg K_3$, as derivadas de ordem mais elevada das fontes mais distantes tendem a zero, ao passo que as derivadas da fonte mais próxima tendem a divergir. Se então nos arranjaros de forma a anular os primeiros termos da diagonal da matriz que aparece em (11) estaremos minimizando a contribuição das fontes distantes e pouco afetando a contribuição das fontes próximas.

Tal situação é análoga à filtragem clássica de um sinal eletrônico. De fato, a representação matricial de um filtro passa alto agindo sobre uma função $F(t)$ expandida em série de Fourier.

$$F(t) = \sum_{n=0}^{\infty} C_n e^{i\omega t}, \quad (12)$$

seria

$$\begin{bmatrix} 0 & & & & 0 \\ & 0 & & & \\ & & 1 & & \\ & & & 1 & \\ & & & & 1 \\ 0 & & & & & \ddots \\ & & & & & & \ddots \end{bmatrix} \begin{bmatrix} C_0 \\ C_1 \\ C_2 \\ C_3 \\ \vdots \\ \vdots \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 0 \\ 0 \\ C_2 \\ C_3 \\ \vdots \\ \vdots \end{bmatrix}. \quad (13)$$

No caso do gradiometro, teríamos então:

$$\begin{bmatrix} 0 & & & & 0 \\ & 0 & & & \\ & & \frac{n_1 b_1^2}{2} + \frac{n_2 b_2^2}{2} + \dots & & \\ & & & \ddots & \\ 0 & & & & \ddots \end{bmatrix} \begin{bmatrix} B_z(0) \\ B_z^{(1)}(0) \\ B_z^{(2)}(0) \\ \vdots \\ \vdots \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 0 \\ 0 \\ \gamma_2 B_z^{(2)}(0) \\ \vdots \\ \vdots \end{bmatrix}. \quad (14)$$

Podemos escrever os termos da diagonal da "matriz gradiometro" como:

$$U_\alpha = \sum_{i=0}^N n_i \frac{b_i^\alpha}{\alpha!} \quad (15)$$

Um gradiometro de primeira ordem anula a componente espacialmente constante do campo, portanto $U_0 = 0$. Um gradiometro de segunda ordem anula a componente constante e a primeira derivada $U_0 = U_1 = 0$ e assim sucessivamente.

PROJETO DO GRADIOMETRO

Como foi visto na seção anterior o projeto do gradiometro consiste na solução do sistema composto pelas equações (15). O gradiometro ficará definido ao se conhecer o conjunto $\{n_i, b_i; i = 0, N\}$ totalizando $2(N+1)$ incógnitas.

Um gradiometro de ordem α ser \bar{a} tal que:

$$U_0 = U_1 = \dots = U_{\alpha-1} = 0, \quad (16)$$

o que em termos da equa \tilde{c} o (15) deve ser escrito como:

$$\sum_{i=0}^N n_i \frac{b_i^\beta}{\beta!} = 0; \beta = 0, 1, \dots, (\alpha-1), \quad (17)$$

totalizando α equa \tilde{c} oes.

Do ponto de vista do sub-conjunto $n_i; i = 1, \dots, N$ o sistema (17) constituiu um sistema de equa \tilde{c} oes lineares e h \tilde{o} mogeneas. Garante-se que tal sistema admite solu \tilde{c} oes n \tilde{a} o triviais se o n \tilde{u} mero de incognitas for maior que o n \tilde{u} mero de equa \tilde{c} oes, isto \tilde{e} :

$$N \geq \alpha + 1. \quad (18)$$

Portanto o n \tilde{u} mero m \tilde{i} nimo de bobinas para um gradiometro de primeira ordem \tilde{e} 2, segunda ordem \tilde{e} 3 (Opfer et al, 1974), terceira ordem \tilde{e} 4, etc...

A t \tilde{i} tulo de exemplo, consideremos um projeto de um gradiometro de segunda ordem. Segundo (17) temos que o sistema a ser resolvido \tilde{e} o seguinte:

$$\begin{cases} n_0 + n_1 + n_2 = 0 & (19a) \\ n_1 b_1 + n_2 b_2 = 0 \end{cases} \quad (19b)$$

Fixando os valores de b_2 e n_0 e relacionando n_1 e n_2 da seguinte forma:

$$n_1 = -J \cdot n_2, \quad (20)$$

implica em:

$$b_1 = b_2/J, \quad (21)$$

portanto uma vez conhecidos os valores de b_2 , n_0 e J o sistema (19) pode ser resolvido. Para determina \tilde{c} ao do valor de b_2 , devemos garantir que a situa \tilde{c} ao ilustrada na fig. 4 continue sendo v \tilde{a} lida para os termos da s \tilde{e} rie (9), que corresponde \tilde{a} detec \tilde{c} ao de sinal e ruído pelo gradiometro. Esta considera \tilde{c} ao implica em obrigar a s \tilde{e} rie (9) a convergir para o ruído e divergir para o sinal. Isto para um gradiometro de 2 \tilde{o} ordem pode ser expresso matematicamente pelas seguintes condi \tilde{c} oes para o ruído:

$$\lim_{\alpha \rightarrow \infty} \left| \frac{T_{\alpha+1}^R}{T_{\alpha}^R} \right| < 1 \quad (22)$$

e para o sinal,

$$\lim_{\alpha \rightarrow \infty} \left| \frac{T_{\alpha+1}^S}{T_{\alpha}^S} \right| > 1 \quad (23)$$

onde:

$$T_{\alpha}^R = \frac{B_R^{(\alpha)}(0)}{\alpha!} [n_1 b_1^{\alpha} + n_2 b_2^{\alpha}] \quad , \quad (24)$$

$$T_{\alpha}^S = \frac{B_S^{(\alpha)}(0)}{\alpha!} [n_1 b_1^{\alpha} + n_2 b_2^{\alpha}] \quad (25)$$

e $B_R(0)$ é o campo devido às fontes de ruído e $B_S(0)$ é o campo devido às fontes de sinal biomagnético na primeira bobina.

A expressão geral para $B^{(\alpha)}(0)$ para campos da forma:

$$B(0) = K/z^m \quad (26)$$

Pode ser escrita como:

$$B^{(\alpha)}(0) = \frac{K \prod_{i=1}^{\alpha} (m+1-i)}{z^{m+\alpha}} \quad , \quad (27)$$

onde z é a distância da fonte à origem, escolhida na primeira espira.

Substituindo-se (20), (21) e (27) em (23) e efetuando o limite, temos para o sinal,

$$|b_2| > |z_s| \quad (28a)$$

e para o ruído

$$|b_2| < |z_r| \quad (28b)$$

onde z_s e z_r são respectivamente as distâncias das fontes de sinal e ruído a origem. Portanto o comprimento total do gradiometro deve ser maior que a distância até a fonte de sinal. Contudo veremos a seguir que aspectos de ordem prática na construção do gradiometro, vão impor outras limitações na escolha do seu comprimento total, bem como na escolha de sua área.

ASPECTOS PRÁTICOS NA CONSTRUÇÃO DE GRADIOMETROS

Como foi mencionado na introdução, a utilização do gradiometro se faz juntamente com o SQUID. Este acoplamento é realizado segundo o esquema ilustrado esquematicamente na figura 5. Como pode ser observado, o gradiometro funciona como um primário de um transformador de fluxo cujo secundário está acoplado indutivamente ao SQUID. Portanto para um fluxo externo aplicado ao gradiometro (ϕ_e), existirá uma corrente no transformador igual a:

$$i = \frac{\phi_e}{L_g + L_s} \quad (29)$$

onde L_g e L_s são respectivamente as indutâncias do gradiometro e da bobina secundária. Como entre o SQUID e o secundário do transformador de fluxo existe uma indutância mútua M , a corrente que passa pelo transformador induz no SQUID

um fluxo igual a

$$\phi_s = \frac{M \phi_e}{L_g + L_s} \quad (30)$$

Para SQUIDS comerciais, (S.H.E., 1976), M e L são parâmetros fixos, assim o fluxo aplicado ao SQUID é função da indutância do gradiometro que por sua vez é função de sua área. Como ϕ_s deve ser maior que ruídos internos gerados dentro do próprio SQUID e ϕ_e está limitado pela sensibilidade que se quer alcançar, L_g deve ser menor que um limite máximo (L_{max}) de forma que o ruído do SQUID não contribua para o ruído total detectado.

Para uma bobina circular, sua indutância é dada por:

$$L = n^2 0.04 \pi R \left(\ln \frac{8R}{\rho} - 2 \right) \mu \text{ HENRYS} \quad (31)$$

onde: n é o número de voltas da bobina

R é o raio da bobina

ρ é o raio de fio que compõe a bobina.

Portanto, L_g depende do número de voltas em cada bobina, do número de bobinas e de sua área. Assim, o valor de A_0 escolhido para um gradiometro de segunda ordem deve ser tal que:

$$\sum_{i=0}^2 n_i^2 0.04 \pi R_0 \left(\ln \frac{8R_0}{\rho} - 2 \right) < L_{max} \quad (32)$$

onde

$$A_0 = n_0 \pi R_0^2, \quad n_1 = \frac{J}{1-J} \quad \text{e} \quad n_2 = \frac{1}{J-1}$$

Existe ainda uma outra limitação de ordem prática que é influenciada pelo processo de construção do gradiometro, e será explicada a seguir: para anulação da componente constante do campo é necessário que as somas das áreas com suas respectivas polaridades seja exatamente zero. Obviamente a realização prática deste objetivo é impossível. Da mesma forma, as distâncias entre as bobinas não são exatamente iguais às projetadas devido a erros de construção. Portanto uma representação mais precisa seria a de um gradiometro ideal em série com outros gradiometros de menor ordem, que representem os erros do processo de construção (desbalanceamento). Por exemplo, para representar a não nulidade das somas das áreas é utilizada uma bobina cuja área é igual a esse valor. Para a representação dos erros nas distâncias entre as bobinas, que vai implicar em um gradiente do campo não nulo, é utilizado um gradiometro de primeira ordem, e assim sucessivamente (Duret, 1976). Esta situação está esquematizada na figura 6. Assim, sinal e ruído provenientes do gradiometro real são a soma do fluxo induzido no gradiometro ideal (ϕ_I) e do fluxo induzido pelos desbalanceamentos de ordem zero e de 1ª ordem (ϕ_D).

Note que ϕ_I por sua vez é função das áreas e das distâncias de cada bobina a origem, enquanto que ϕ_D é função do processo de construção do gradiometro. Pelo que já foi dito anteriormente com relação às amplitudes das derivadas de

sinal e ruído, podemos assumir que ϕ_D só contribua com ruído para o fluxo total induzido. Entretanto, não podemos afirmar que ϕ_I só contribua com sinal. Isto vai depender das distâncias das fontes de ruído em relação ao comprimento do gradiometro. Portanto ϕ_I pode ser separado em ϕ_{IS} e ϕ_{IR} representando respectivamente sinal e ruído.

Todas estas considerações são para evitar por exemplo, que se projete um gradiometro em que $\phi_D > \phi_{IR}$. Isto, para a precisão do processo de construção usualmente alcançada, implica em uma redução desnecessária das dimensões do gradiometro, levando a um ϕ_{IS} abaixo do máximo possível. Portanto, um bom compromisso a ser atendido entre o quanto devemos reduzir o sinal e o ruído é:

$$\phi_{IR}(n_i, b_i) = \phi_D \quad (\text{processo}) \quad (33)$$

CONSIDERAÇÕES FINAIS

Temos duas abordagens para tentar avaliar a discriminação espacial efetuada pelo gradiometro. A primeira baseada no princípio da reciprocidade e a segunda através da análise do espectro das derivadas do sinal detectado. Contudo, ambas apresentam certos inconvenientes que serão discutidos a seguir.

Com diversos graus de precisão, um único dipolo de corrente pode representar, por exemplo, a fonte do campo magnético cardíaco, a fonte do campo associado com os olhos, ou a fonte de campos evocados no cérebro (Romani et al, 1982). As dimensões da região ativada em comparação com a distância aonde o campo é medido, nos permite tratar as fontes como fontes pontuais. Portanto, uma representação mais adequada, para efeitos do projeto, é considerar a fonte biomagnética como um dipolo de corrente e a fonte de ruído como um dipolo magnético. Esta distinção é fundamental já que a dependência espacial do dipolo de corrente é diferente da dependência do dipolo magnético. Assim as considerações sobre o campo recíproco, na realidade não valem para o sinal, mas só para o ruído. Esta é a principal dificuldade ao se utilizar o Princípio da Reciprocidade para comparar os vários projetos possíveis de gradiometros.

Utilizando o espectro de Taylor este problema não existe, já que o sinal e ruído são tratados da mesma forma. Contudo, esta abordagem necessita da determinação exata da posição da fonte de sinal e pelo menos de uma fonte equivalente de ruído, ao contrário da primeira abordagem, onde uma distribuição contínua das distâncias das possíveis fontes é conseguida. Assim para cada distância das fontes haverá um espectro diferente, aonde a dificuldade também está em comparar as séries divergentes que representam o sinal.

Ainda existe uma outra etapa no projeto do gradiometro, não mencionada anteriormente, que é a escolha da sua ordem. Agora, de posse de todas as considerações anteriores que dizem respeito ao comprimento total, indutância e desbalanceamento, podemos escolher a ordem do gradiometro tendo em mente os seguintes compromissos, como: o comprimento total mínimo do gradiometro deve obedecer à condição (28a), quando as fontes de ruído estiverem mais próximas do sensor deve-se aumentar a ordem do gradiometro para que mais componentes do ruído sejam anuladas. Esta medida acarretará em um decréscimo do sinal por duas razões: a primeira porque componentes do sinal também serão anuladas e a segunda porque os desbalanceamentos devem aumentar já que um conjunto de bobinas é acrescentado a cada vez que aumentamos a ordem do gradiometro. Portan

to, é aconselhável que, para satisfazer a condição (33), o comprimento total seja também aumentado.

Finalmente, todas estas considerações nos forçam a relacionar o ambiente aonde as medidas serão realizadas em termos de localização das fontes, com a escolha da ordem e das dimensões de um gradiometro, de modo a otimizar sua performance. Na figura 7 por exemplo aparece um registro magnetocardiográfico medido num paciente com 2 gradiometros diferentes, um de terceira ordem (Bruno e Costa Ribeiro, 1983) e outro de segunda ordem (Karp e Duret, 1980), no mesmo ambiente (laboratório). Parece então, nítida a vantagem de utilização de um gradiometro de terceira ordem, para a condição particular de ruído de nosso laboratório.

AGRADECIMENTOS

Os autores gostariam de agradecer as idéias e sugestões do Prof. B. Maffeo.

REFERÊNCIAS

- BRUNO, A.C. e COSTA RIBEIRO, P. (1983), "A Symmetric Third Order Gradiometer Without External Balancing for Magneto Cardiology", Cryogenics, Volume 23, Number 6, pp. 324-326.
- COHEN, D. (1975), "Report of the low Field Group: The Magnetocardiogram MIT", pp. 4-6.
- DURET, D. (1974), "Etude et Réalisations D'un Magnétomètre à Effet Josephson, exemples D'Applications", These Docteur Ingenieur, Université de Paris-Sud. p. 107.
- KARP, P.J., e DURET, D. (1980), "Unidirectional Magnetic Gradiometers". Journal of Applied Physics, Volume 51, pp.1267-1272.
- OPFER, J.E., YEO, Y.K., PIERCE, J.M. e RORDEN, L.H. (1974), "A Superconducting Second-Derivative Gradiometer", IEEE Transactions on Magnetics, Volume MAG9. pp. 536-539.
- REITZ, J.R., MILFORD, F.J. e CHRISTY R.W. (1982), "Fundamentos da Teoria Eletromagnética", Ed. Campus, pp. 176-178.
- ROMANI, G.L., WILLIAMS, S.J., e KAUFMAN, L. (1982), "Biomagnetic Instrumentation", Review of Scientific Instruments, Volume 53, Number 12, pp. 1815-1845.
- S.H.E. Corporation (1974) - SQUID SYSTEM 330 - Instruction Manual.
- ZIMMERMAN, J.E., e FREDERICK, N.V. (1971), "Miniature Ultra-Sensitive Magnetic Gradiometer and its use in Cardiology and other applications", Applied Physics Letters, Volume 1, pp. 16-19.
- ZIMMERMAN, J.E., THIENE, P., e HARDING, J.T. (1970), "Design and Operation of Stable RF-Biased Superconducting Point-Contact Quantum Devices, and a note on the Properties of Perfectly Clean Metal Contacts", Journal of Applied Physics, Volume 41, pp.1572-1580.

THE SPATIAL DISCRIMINATION TECHNIQUES IN THE
DETECTION OF BIOMAGNETIC SIGNALS

Abstract -- This paper presents the detection of Biomagnetic fields by means of the Spatial Discrimination technique. This technique consists of the utilization of sensors called Gradiometers that discriminate against distant sources in favor of those which are near. It also presents an analogy between the classical theory of electronic filtering and the spatial filtering used in our case. Some empirical and theoretical aspects of the Gradiometer's design are stressed and finally, a comparison is made between performances of two different kinds of Gradiometers under the same environmental conditions.

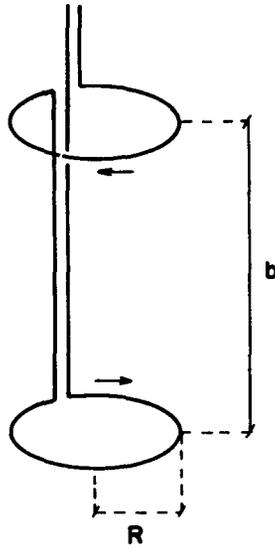


Figura 1. Gradiometro de primeira ordem.

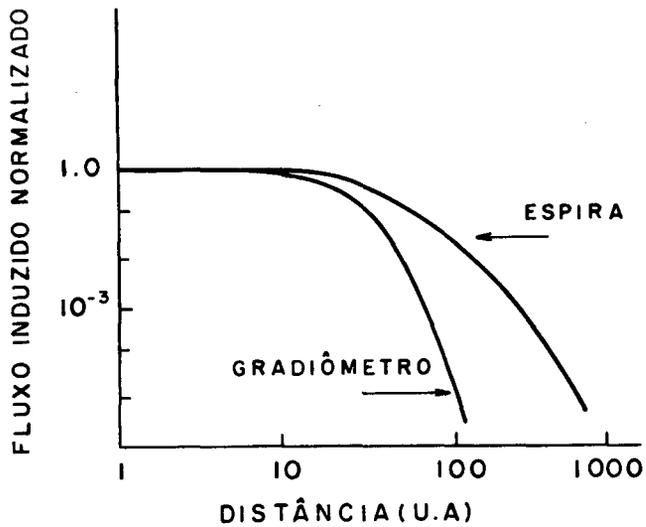


Figura 2. Fluxo induzido por um dipolo em uma espira e em um gradiometro em função da distância.

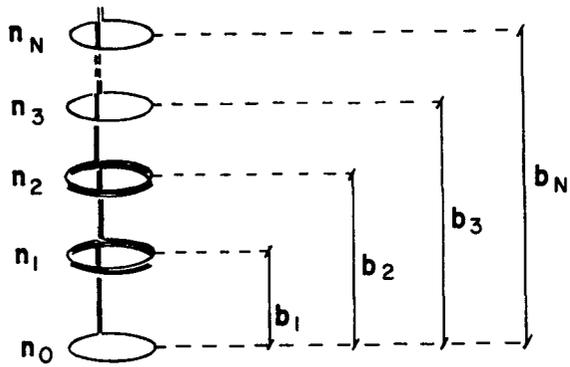


Figura 3. Gradiometro de $N^{\text{ésima}}$ ordem.

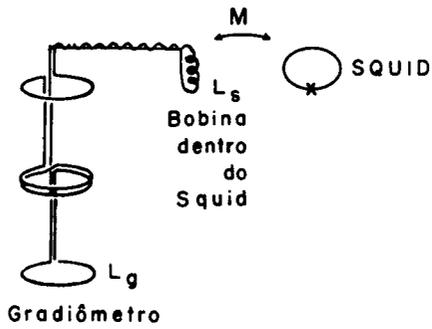


Figura 5. Circuito de entrada no SQUID.

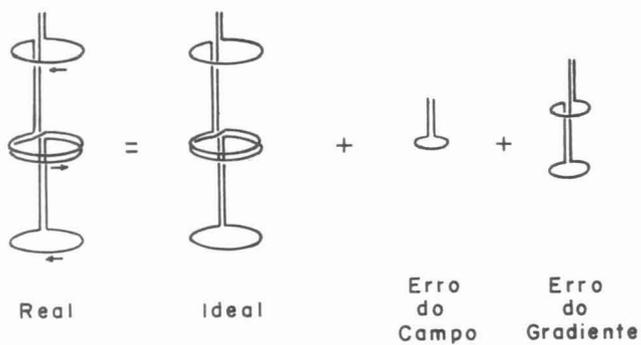


Figura 6. Representação esquemática de um gradiometro real.

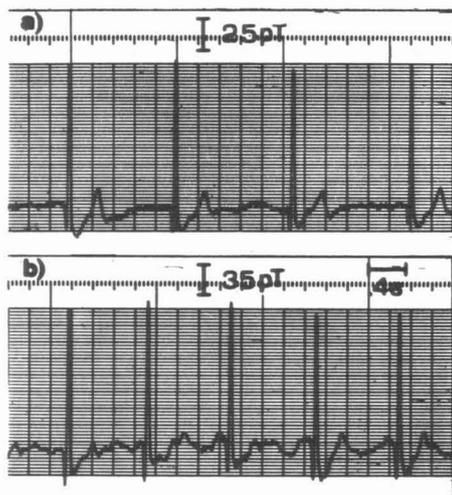


Figura 7. Comparação entre um gradiometro de terceira ordem (a) e segunda ordem (b) dentro das mesmas condições ambientais.

ESPECTRO DE DERIVADAS

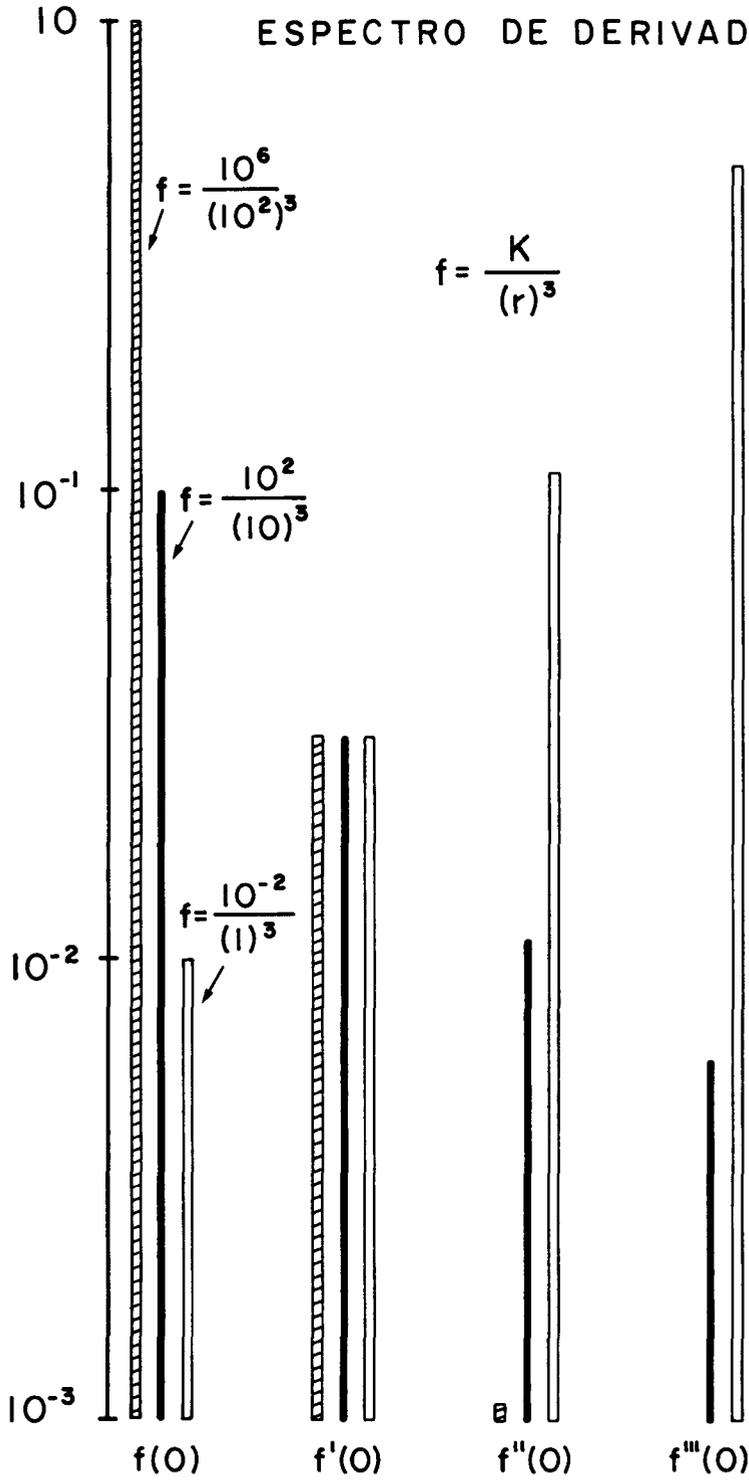


Figura 4. Espectro das derivadas de várias fontes à diversas distâncias.