

DESENVOLVIMENTO DE UM CARDIÓGRAFO DE DESLOCAMENTO (D.C.G.)

C.M. Campos Neto¹ e R. B. Panerai²

RESUMO — Este trabalho refere-se ao desenvolvimento e testes iniciais de um Cardiógrafo de Deslocamento (D.C.G.) para realizar medições de maneira não-invasiva da atividade mecânica do coração. O cardioquimógrafo, como também é denominado, é um dispositivo eletrônico que empregando um campo eletromagnético, registra movimentos cardíacos internos ao tórax. A bobina sensora não necessita estar em contato com o paciente pois o campo penetra dentro do corpo. Distúrbios no campo devido a cinética das paredes do coração são eletricamente convertidos em sinal analógico, apresentando um padrão de registro característico.

INTRODUÇÃO

A apalpação do tórax na região precordial tem sido o método clássico pelo qual o médico detecta alterações da cinética cardíaca, indicativas de distúrbios circulatórios. Como em muitos outros métodos semiológicos, a percepção tátil das vibrações induzidas pelo batimento cardíaco na superfície do tórax, apresenta limitações no que diz respeito a discriminação temporal, reprodutibilidade, e dependência do grau de experiência pessoal do examinador.

Em 1861, Chaveau desenvolveu um método que registrava impulsos cardíacos e subsequente refinamento do método por Eddleman e colaboradores, em 1953, pode ser considerado como um esforço para substituir a arte de apalpação pela ciência da cinetocardiografia. Posteriormente, em 1957, Mounsey publicou seus estudos sobre a balistocardiografia; Miller e White reportaram seus achados com o uso do microfone a cristal e, em 1959, Agness e Fields apresentaram a técnica da vibrocardiografia. Todas as técnicas acima mencionadas são indiretas, baseadas em observações do movimento superficial do tórax ou o movimento balístico do corpo devido a ação cardíaca de bombeamento do sangue.

O método introduzido por Ran Vas em 1967, denominado Cardioquimógrafo ou Cardiógrafo de Deslocamento, permite a medida direta do movimento cardíaco de maneira não-invasiva através de um transdutor magnético. Neste caso, um campo magnético de alta frequência gerado pelo transdutor penetra no tórax e detecta diretamente os movimentos cardíacos independente da interação mecânica entre o coração e a superfície torácica. Com este método existe um registro da cinética cardíaca mesmo na ausência de movimentos na superfície do tórax.

Estudos posteriores avaliaram a sensibilidade do D.C.G. em comparação com outros métodos na detecção de cardiopatias que causam movimentos assinérgicos na parede ventricular, como a ventriculografia, radiologia, eletrocardiografia de esforço, etc. (Valero, 1970; Gay e col., 1976; Vas e col., 1979; Sil-

¹ Engenheiro biomédico do Centro Técnico de Pesquisas e Experimentos do Instituto "Dante Pazzanese" de Cardiologia, Cx. Postal, 215, CEP 04012, São Paulo, SP.

² Professor Adjunto do Programa de Engenharia Biomédica da COPPE/UFRJ, Centro de Tecnologia, Bloco H Sala 327, Cx. Postal 68510, CEP 21945, Rio de Janeiro, RJ.

verberg e col., 1980).

Com o objetivo de permitir o desenvolvimento de estudos sobre a aplicabilidade e eficácia do D.C.G. no nosso meio, descreve-se a seguir o projeto e testes iniciais de um equipamento que utiliza transdutor e componentes que são usualmente disponíveis no mercado nacional.

PRINCÍPIO DE OPERAÇÃO

O Cardiógrafo de Deslocamento (D.C.G.) é um aparelho composto de um transdutor eletromagnético e de uma unidade analógica de processamento conforme representado no diagrama de blocos da Figura 1.

O transdutor consiste de uma bobina que é o elemento sensor, a qual faz parte do circuito tanque de um oscilador operando em alta frequência. O fenômeno explorado é a dependência das características elétricas da bobina (impedância complexa), traduzido em desvio de frequência devido ao movimento de eletrólitos, durante a atividade contractil do coração, na forma de músculo cardíaco e sangue, que interagem com o campo gerado pelo transdutor (Rolfe, 1979).

O modo de detecção do transdutor pode ser explicado de forma simplificada pela analogia com um transformador (Vas, 1967). Considere o enrolamento primário como sendo a bobina do transdutor e o meio externo, na sua vizinhança, como sendo o enrolamento secundário. A presença de um material metálico (condutor) dentro do campo gerado pelo transdutor representa o caso de um transformador com núcleo de ar, sujeito a uma carga indutiva; resultando numa queda da indutância efetiva do primário e correspondente aumento da frequência de oscilação do transdutor.

Da mesma forma a presença de um dielétrico é equivalente a uma carga capacitiva no secundário, resultando num aumento da indutância efetiva do primário e consequente queda da frequência. Assim, a carga vista pela bobina (enrolamento primário) determina a frequência de oscilação do transdutor, que é dependente não só das propriedades elétricas, mas também da configuração geométrica do meio. Deste modo, deslocamentos ou variações da configuração geométrica irão causar variações na impedância complexa do elemento sensor.

DESCRIÇÃO DO PROJETO

O transdutor é constituído de um oscilador tipo Clapp (Figura 3) no qual uma das bobinas representa o elemento sensor que gera o campo magnético através do tórax. O oscilador Clapp, que opera na frequência de 10,5 MHz foi escolhido em virtude da sua boa estabilidade em frequência que é uma característica importante do sistema. A Figura 2 apresenta uma fotografia da bobina do transdutor que tem geometria espiral planar tendo sido construída em circuito impresso a partir de processo fotográfico.

O oscilador, alimentado por bateria, está fixo dentro de uma peça cilíndrica de acrílico constituindo o transdutor, o qual encontra-se preso a um sistema de barras fixas, apoiado sobre uma base de ferro.

O sistema de demodulação em frequência, apresentado na Figura 4, utiliza o princípio do "Phased Locked Loop" (PLL), o qual facilita o sincronismo com o transdutor numa faixa ampla, ou seja, desvios na frequência do oscilador devido ao seu posicionamento sobre o tórax, não afetam o sincronismo com o demodula-

dor. Acoplado ao PLL existe uma fonte de corrente (0 a 800 μ A), o qual permite ampliar a faixa de sincronismo do demodulador.

Tendo em vista que o transdutor quando está apoiado sobre o tórax ou tem sua posição alterada durante o exame, causa um desvio de frequência no oscilador com conseqüente variação da tensão de saída; uma correção da linha de base é feita de modo manual ou automático. No modo manual tem-se constituído um amplificador diferencial de ganho unitário, conforme a Figura 5, onde na entrada não-inversora tem-se o sinal demodulado proveniente de um "buffer" e na entrada inversora é aplicada uma tensão proporcional, ajustada por um potenciômetro, de maneira a corrigir o desvio da linha de base. No modo automático, uma derivação da entrada não inversora do diferencial é a entrada de um filtro passa baixa, com frequência de corte em 0,2 Hz, e a saída deste filtro é conectada à entrada inversora. Sendo assim, só será subtraído do sinal demodulado, componentes de baixa frequência, referentes ao deslocamento do transdutor devido ao seu posicionamento sobre o tórax, na realização do exame.

O estágio de amplificação conforme mostra a Figura 6, é constituído por um amplificador diferencial, seguido de um filtro passa baixa em 15 Hz. Uma vez que a amplitude do sinal de saída não é calibrada em função do deslocamento da parede ventricular, foi adotado uma faixa de ganho que varia de 100 a 2.000 vezes.

TESTES "IN VITRO"

O objetivo desses experimentos foi de estabelecer as características do D.C.G. quanto ao deslocamento superficial, e verificar a resposta do transdutor devido a variação na concentração de eletrólitos.

Tomou-se como variável dependente a frequência de oscilação do transdutor, e a variável independente o deslocamento ou concentração da solução, de acordo com os experimentos descritos a seguir. A frequência de oscilação foi diretamente medida, uma vez que a constante de conversão frequência-tensão pode ser variada.

DESLOCAMENTO SUPERFICIAL COM INTERFACE AÉREA

O efeito causado pelos movimentos superficiais, foi verificado com a aproximação de uma placa de alumínio de dimensões 15x15cm (material condutor), e uma outra de madeira com as mesmas dimensões acima (material não-condutor); uma vez que as características elétricas dos tecidos se encontram dentro dessa faixa.

Pelas curvas das figuras 7 e 8, pode-se verificar a não linearidade devido a aproximação dos dois materiais, embora para pequenos deslocamentos a inclinação da curva possa ser assumida como uma constante. Como na prática os deslocamentos são pequenos em relação à faixa dinâmica do transdutor, sua resposta pode ser considerada quase linear.

DESLOCAMENTO LATERAL (FOCALIZAÇÃO)

A curva de focalização foi levantada pelo deslocamento lateral de um pequeno cilindro metálico ($h=2$ mm e $O=13$ mm), posicionado em várias distâncias do transdutor (35mm, 30mm, 25mm, 20mm, 15mm e 10mm).

O cilindro foi deslocado de uma maneira a obter 13 pontos por curva, para uma distância h , os quais foram interpolados manualmente, como pode ser visto na Figura 9.

A maior sensibilidade corresponde a região de maior densidade de fluxo, que se encontra no eixo central.

RESPOSTA DO TRANSDUTOR À VARIAÇÃO DA CONDUTIVIDADE

A variação na frequência de oscilação do transdutor depende das características elétricas do meio (Fenton e Vas, 1973).

Para simular o meio fisiológico foi utilizado uma cuba de acrílico, de dimensões 20x20x10cm, contendo sêro fisiológico, com 0,9g/100ml de concentração de cloreto de sódio. Para se obter um aumento gradativo de condutividade, foi adicionado pequenas quantidades de cloreto de sódio.

A resposta do transdutor apresentou-se quase-linear, exceto quando a condutividade ultrapassou a adição de quatorze unidades, cada unidade equivale a 100mg de NaCl. Isso provavelmente se deve ao início da saturação da solução, conforme mostra a Figura 10.

TESTES "IN VIVO"

Foram realizados testes com o D.C.G. em dois indivíduos normais e um terceiro portador de cardiopatia. Posicionou-se o transdutor diretamente sobre o tórax, com auxílio de uma placa de acrílico de 15mm de espessura, para restringir os movimentos torácicos superficiais e a uma altura média de 3cm, com os pacientes deitados na posição supina.

O sistema utilizado nos testes foi composto de um cardioquimógrafo e um eletrocardiógrafo TEKTRONIX, cada qual conectado a um canal de osciloscópio de duplo feixe, acoplado a uma câmara fotográfica Polaroid. Ao mesmo tempo, esses dois canais foram registrados em um gravador de sinais da Hewlett Packard.

Para obtenção dos registros, é necessário que o paciente realize manobras de apnéia. O efeito da respiração sobre o sinal pode ser verificado na Figura 11.

Os pacientes foram instruídos para realizar três tipos de manobras respiratórias:

- a) apnéia pós expiratória - manter os pulmões vazios após a expiração;
- b) apnéia normal - simplesmente reter a respiração basal;
- c) apnéia pós inspiratória - reter o ar nos pulmões após a inspiração.

A seguir, tem-se os traçados do indivíduo I (normal), com o transdutor e afastado de 3cm, apoiado e pressionado contra o tórax.

Como pode-se observar pelas Figuras 12, 13 e 14, os registros apresentam um padrão repetitivo que independe da posição em que se encontra o transdutor.

O sinal apresenta uma incisura logo após o complexo QRS (contração isovolumétrica), seguido de uma onda de ejeção e um ponto de mínimo após a onda T do ECG (relaxamento isovolumétrico), seguido de uma onda de enchimento rápido e

lento.

Em seguida, para salientar o movimento da superfície torácica, posicionou-se o transdutor a uma distância de 3cm do paciente, colocando-se uma folha de papel alumínio sobre o tórax. O sinal registrado, conforme mostra a Figura 15, comparado com os anteriores, apresenta uma morfologia diferente, onde verifica-se uma onda positiva após a onda T do ECG, correspondendo a fase de diástole.

O traçado da Figura 16, refere-se a outro indivíduo II (normal), com o transdutor apoiado sobre o tórax na região apical. Comparando com os traçados do indivíduo I, pode-se notar uma onda de ejeção de maior amplitude.

Os registros a seguir (Figura 17, 18 e 19), foram obtidos de um indivíduo portador de cardiomegalia devido a um refluxo paravalvar de uma prótese aórtica. Verifica-se uma alteração da morfologia do sinal em comparação com os indivíduos normais, onde a onda que precede temporalmente o complexo QRS apresenta amplitude maior do que a onda de ejeção.

CONCLUSÃO

O presente trabalho demonstra a factibilidade de obter-se informações adicionais sobre a cinética cardíaca de forma não-invasiva utilizando-se o cardiógrafo de deslocamento (D.C.G.) cujo transdutor não necessita nem estar em contato direto com o tórax.

O cardioquimógrafo apresentou grande sensibilidade à detecção de movimentos superficiais. Quando posicionou-se o transdutor a uma distância de aproximadamente 3cm do tórax, o sinal registrado apresentou uma amplitude que foi maior do que registrado, quando restringiu-se o movimento superficial do tórax com uma placa de acrílico (15mm de espessura). Embora diminuída em amplitude, a morfologia do sinal não se alterou, indicando que o cardioquimógrafo com transdutor eletromagnético detecta os movimentos cardíacos internos.

Verificou-se no decorrer dos testes "in vivo", a presença de uma oscilação periódica sobre o sinal do D.C.G. cuja causa provavelmente seja devida ao transdutor não estar devidamente fixado sobre o tórax, resultando em vibração mecânica do mesmo.

O Cardioquimógrafo apresenta-se como um método complementar do eletrocardiograma que pode ser utilizado por exemplo, em testes ergométricos onde, além de depressões do segmento ST, variações da cinética ventricular podem ser avaliadas, dando mais subsídios ao clínico na avaliação da função cardíaca (Silverberg e col., 1980).

Embora o objetivo do trabalho tenha sido a obtenção dos primeiros registros com o D.C.G., verificou-se uma diferença visível entre o sinal de uma pessoa normal e de um cardiopata, mostrando que o cardioquimógrafo apresenta um futuro promissor no diagnóstico clínico de maneira não-invasiva. Ressalta-se ainda a sua portabilidade, baixo custo e manuseio relativamente simples.

Estudos adicionais serão necessários de forma a comparar o desempenho e a relação de custo/eficácia do D.C.G. em comparação com outras técnicas de diagnóstico cardíaco para diferentes grupos de pacientes com patologias bem identificadas.

REFERÊNCIAS

1. AGRESS, C.M. and FIELDS, L. G. (1959) - "A new method for analyzing heart vibration", Am. J. Cardiol., Vol. 4, p. 184.
2. CHAVEAU, P. (1861) - "Determination graphique des rapports de la pulsation cardiaque avec le Mouvements de l'orielle et due ventricule, obtenue au moyer dún appareil en registant", Gaz. Med. (Paris), 31:675.
3. EDDLEMAN, E.E.Jr.; WILLIS, K.; CHRISTIANSON, L.; PIERCE, J.R. and WALKER, R.R. (1953) - "The kinetocardiogram: the normal configuration and amplitude", Circulation, Vol. 8, p. 569.
4. EDDLEMAN Jr., E.E.; WILLIS, K.; REEVES, T.J. and HARRISON, T.R. (1953) - "The Kinetocardiogram methods of recording precordial movements", Circulation, Vol. 8, p. 269.
5. GAY, C.T.; VAS, R.; (1976) - "The Displacement Cardiograph, a noninvasive Technique for Recording Myocardial wall Motion", Circulation, Vol. 53, nº 1, pages 139-143.
6. MILLER, A. and WHITE, P. (1941) - "Crystal microphone for pulse wave recording", Am. Heart J., Vol. 21, p. 504.
7. MOUNSEY, P. - (1957) - "Precordial ballistocardiography", Brit. Heart J., Vol. 19, : 259.
8. ROLFE, P. (editor) (1979) -Noninvasive Physiological measurements, vol. 1, Academy Press.
9. SILVERBERG, R.A.; DIAMOND, G.A.; VAS, R. (1980) - "Noninvasive Diagnosis of Coronary Artery Disease", The Cardiokymograph Stress Fest, Circulation, Vol. 61, nº 3.
10. VALERO, A. (1970) - "Focal displacement Cardiography for bedside detection of myocardial dyskinesis", The Amer. Journal of Cardiol., Vol. 25, pages 443-449.
11. VAS, R. (1967) - "Electronic Device for Physiological kinetic measurements and detection of extraneous bodies", IEEE Transac. Biom. Eng., Vol. 14, pages 2-5.
12. VAS, R.; DIAMOND, G.A.; WYATT, H.L.; da LUZ, P.L.; SWAN, H.J.C.; FORRESTER, J.S. (1977) - "Noninvasive analysis of regional myocardial wall motion Cardiokymography", Am. Journal Physiol. Vol. 233(6), pages 700-706.
13. VAS, R.; DIAMOND, G.A.; SILVERBERG, P.A.; GRODAN, P.G.; MARCUS, H.S.; BUCH BINDER, N.A.; FORRESTER, J.S. (1979) - "Assesment of the functional significance of coronary artery disease with atrial pacing and cardiokymography", Am. Journal of Cardiol., Vol. 44, pages 1283-1289.

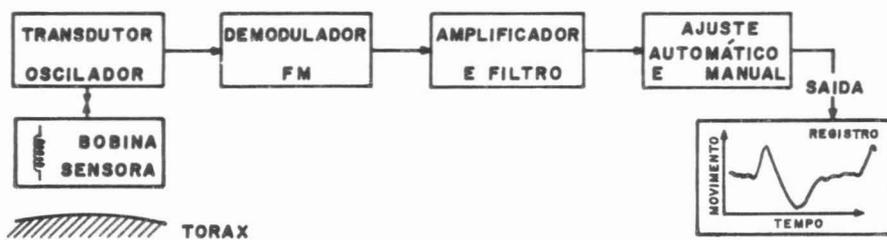


Figura 1 - Diagrama em blocos do Cardiógrafo de Deslocamento desenvolvido.

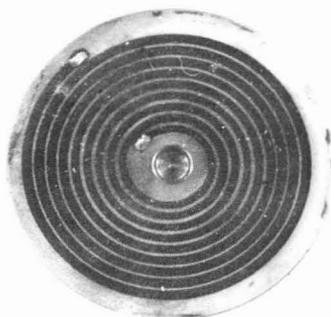


Figura 2 - Fotografia da bobina espiral planar construída em placa de circuito impresso.

TRANSDUTOR

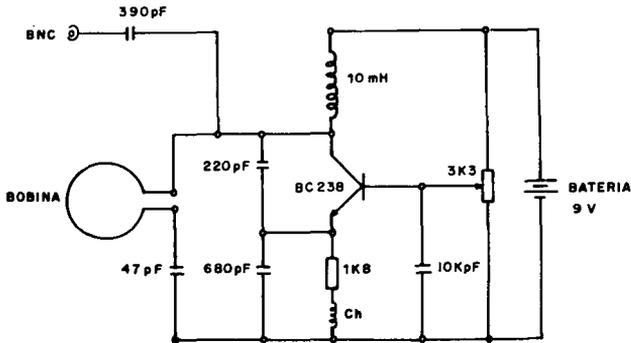


Figura 3 - Circuito do transdutor utilizando um oscilador Clapp.

DEMODULADOR

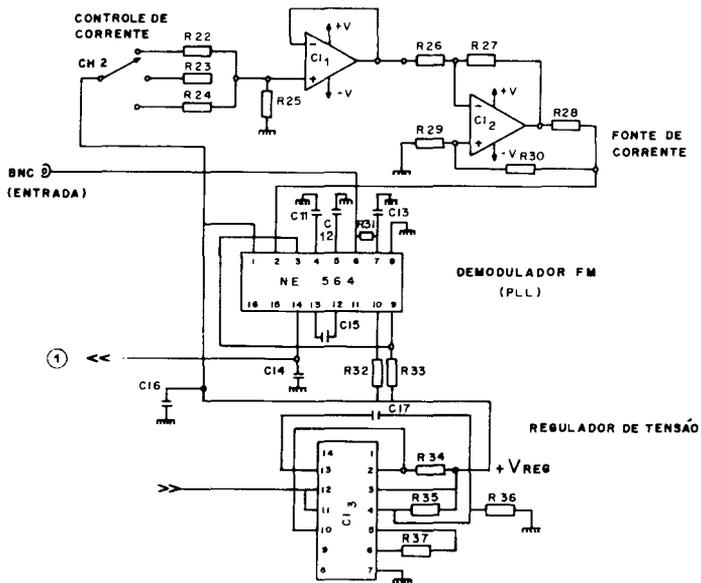


Figura 4 - Circuito de demodulador utilizando o PLL NE 540. Fonte de corrente controlada por uma chave no painel e regulador de tensão.

CONTROLE DA LINHA DE BASE

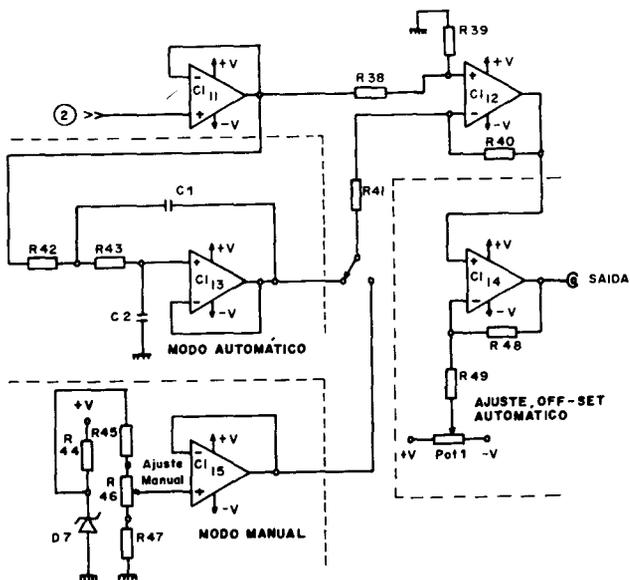


Figura 5 - Circuito de controle da linha de base contendo um modo automático e manual.

AMPLIFICADOR

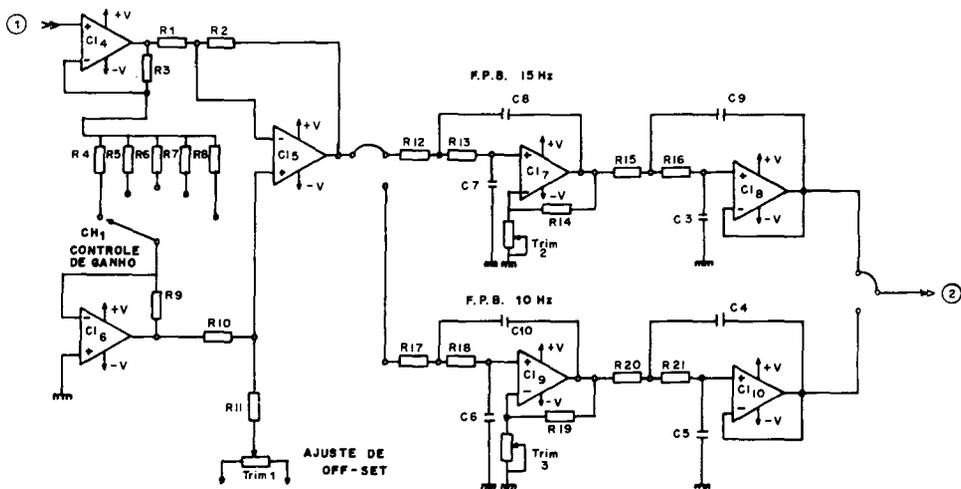


Figura 6 - Esquema do circuito amplificador e filtros.

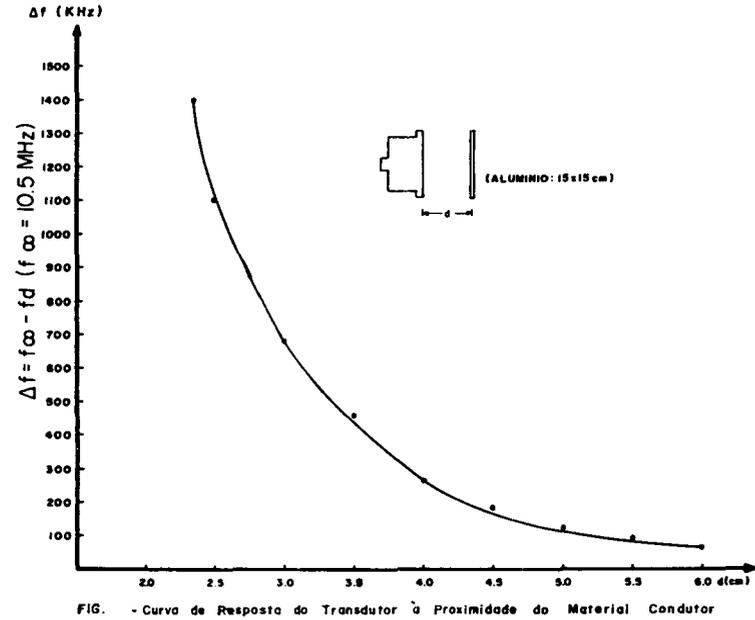


Figura 7 - Curva de resposta do transdutor à proximidade de material condutor.

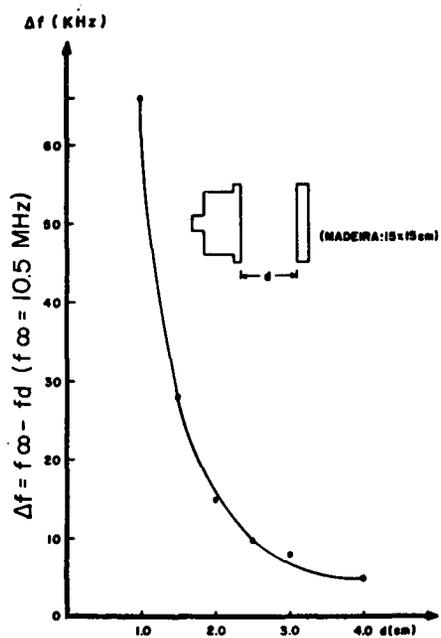


Figura 8 - Curva de resposta do transdutor à proximidade de material não condutor.

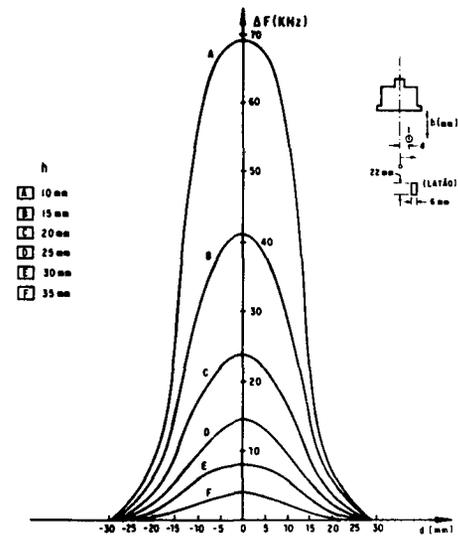


Figura 9 - Deslocamento lateral de um pequeno cilindro de latão. Curva de focalização.

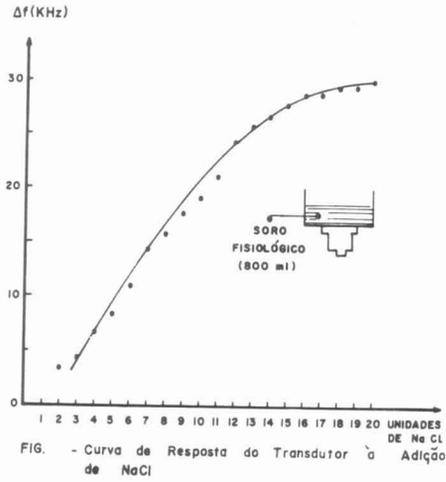


Figura 10 - Curva da resposta do transdutor à adição de NaCl.

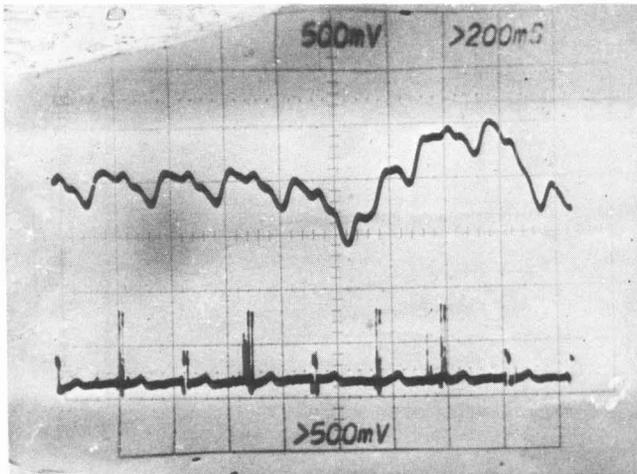


Figura 11 - Influência da respiração sobre o traçado do D.C.G.

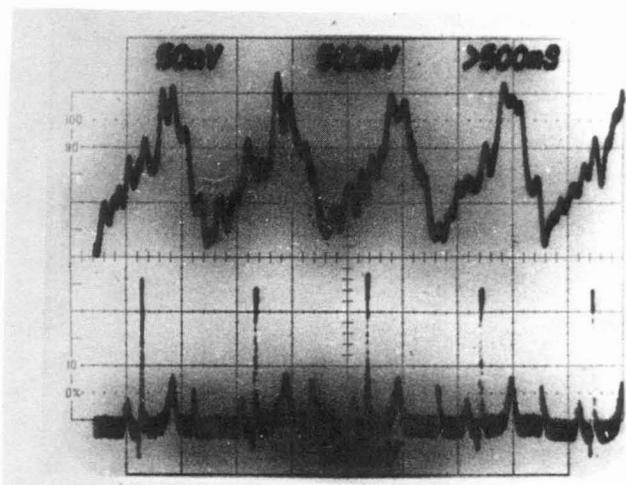


Figura 12 - Sinal do DCG com o transdutor afastado do tórax 3cm.

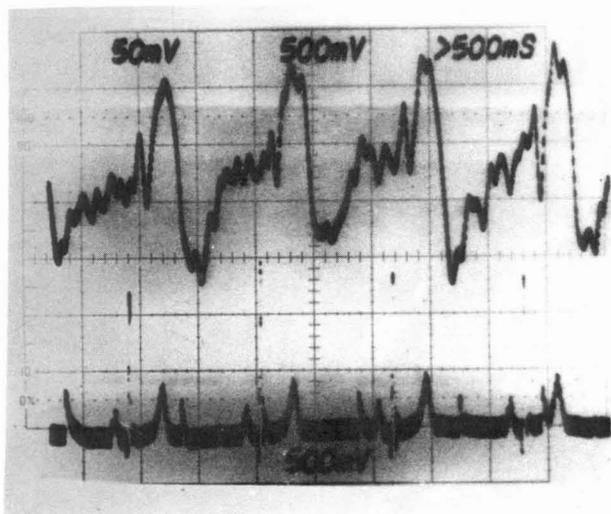


Figura 13 - Sinal do DCG com transdutor apoiado sobre a superfície torácica.

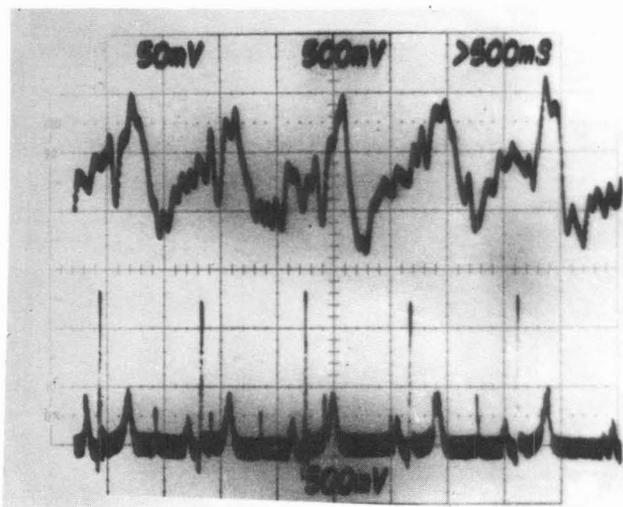


Figura 14 - Sinal do DCG com transdutor pressionando a superfície torácica.

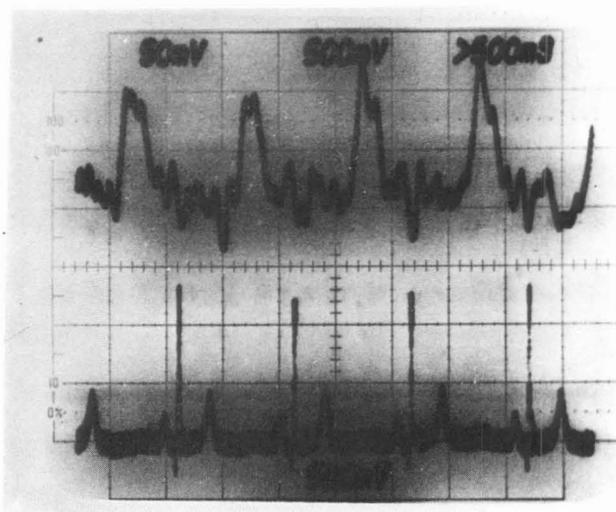


Figura 15 - Sinal do DCG quando foi colado sobre o tórax uma folha de papel alumínio. O transdutor encontra-se afastado.

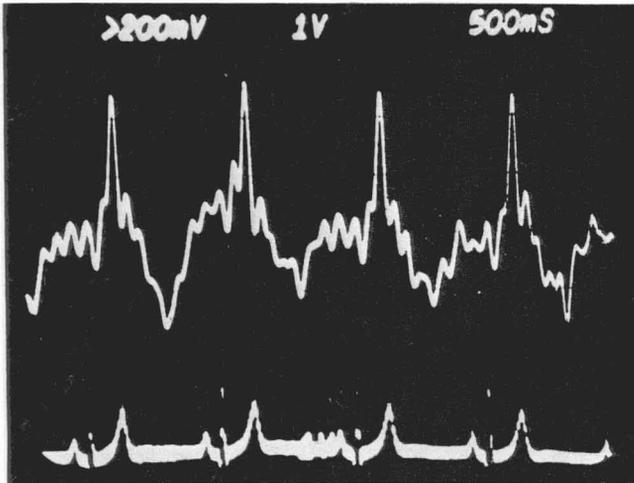


Figura 16 - Sinal do DCG obtido com o transdutor apoiado acima da região do ápice.

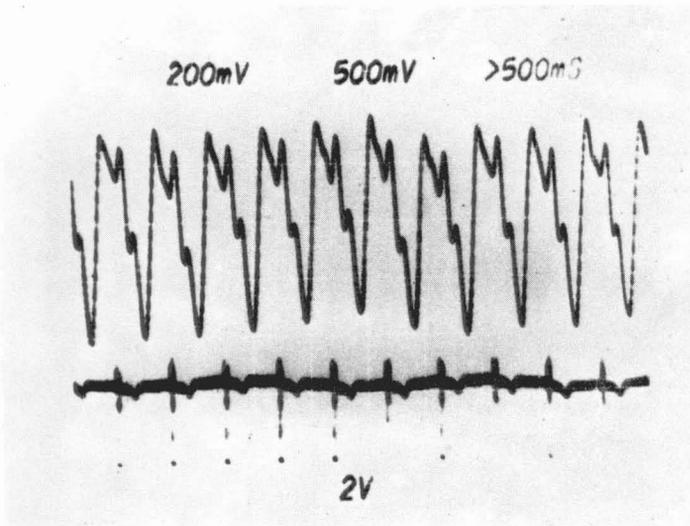


Figura 17 - Sinal do DCG com transdutor afastado. Paciente em apnéia pós-espíratória.

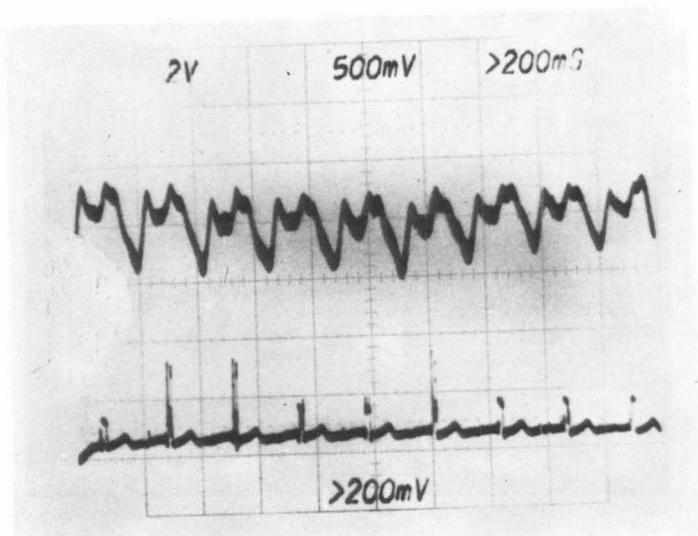


Figura 18 - Sinal do DCG com transdutor apoiado. Paciente em apnéia pós-expiratória.

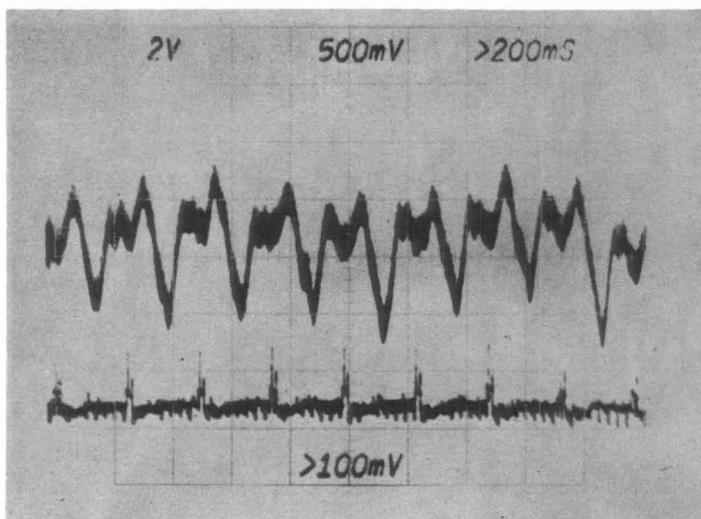


Figura 19 - Sinal do DCG com transdutor apoiado. Paciente em apnéia pós-inspiratória.

DEVELOPMENT OF A DISPLACEMENT CARDIOGRAPH

ABSTRACT — This work describes the project, development, and initial tests of a Displacement Cardiograph (D.C.G.) which can perform non-invasive measurements of cardiac movement and contraction. The D.C.G. operates by means of an electromagnetic transducer which does not need to touch the chest surface and produces a magnetic field which penetrates the thorax. Contraction and movement of the heart disturbs the magnetic field and can thus be recorded by changes in the frequency of a Clapp oscillator and associated electronic system. Tests with this system in both normal individuals and patients indicate that repetitive and stable signals, reflective of cardiac dynamics can be easily obtained. In addition, the typical pattern obtained for normal adults is considerably different for a patient with cardiac hypertrophy. Further studies are suggested in order to compare the performance and cost/effectiveness of the D.C.G. in relation to other current methods of cardiac diagnosis.