

**MONITOR RESPIRATÓRIO UTILIZANDO SENSOR CAPACITIVO
(SEM CONTATO COM O PACIENTE)**

E. L. Alonso Jr.¹; C. M. Campos Neto¹

RESUMO -- Este trabalho refere-se ao desenvolvimento, montagem e testes iniciais de um monitor respiratório, para medições da atividade respiratória neonatal sem contato direto com o paciente. O princípio utilizado explora o efeito capacitivo existente entre um sensor e o tórax. O sensor constitui-se de uma das placas capacitivas, enquanto a outra é o tórax. Basicamente o transdutor é composto de um oscilador operando na frequência de 5 MHz, com o elemento capacitivo (placa metálica) fazendo parte do circuito tanque. Com o movimento respiratório, a distância do tórax em relação ao sensor será traduzida eletricamente numa variação de capacitância, acarretando um desvio da frequência central de oscilação do transdutor. Posteriormente o sinal é demodulado em frequência, filtrado e amplificado, obtendo-se desta forma um sinal analógico correspondente ao movimento respiratório. O monitor possui ainda um circuito de supervisão de ocorrência de apnéia.

INTRODUÇÃO

A apnéia prolongada, definida como pausa respiratória de duração maior que 16(s), podem provocar graves conseqüências em neonatal. São vários os processos que podem desencadear uma apnéia: Hemorragia Intra-craniana causada por traumatismo de parto, Síndrome do Desconforto Respiratório, Doença Cardíaca Congênita, entre outras. Diversos estudos realizados (7) concluíram que a ocorrência da apnéia tem como conseqüências importantes danos fisiológicos como a manifestação da hipertensão sistêmica e pulmonar, comprometimento neurológico, e até provocar a morte súbita do infante (SMIS). Experiências realizadas (7) demonstram que existe correlação entre a frequência e a duração das pausas respiratórias com o risco de ocorrência da SMIS.

O sucesso no tratamento da insuficiência respiratória depende, na grande maioria dos casos, da precocidade do diagnóstico e da rapidez com que se iniciam as medidas terapêuticas.

Devido a necessidade de monitorar a respiração e com o desenvolvimento da eletrônica surgiram os monitores de respiração para auxiliar o atendimento em berçários, UTI's neonatal e pediátrica.

¹ Instituto Dante Pazzanese de Cardiologia/Fundação Adib Jatene, São Paulo - SP, Brasil.

Os diferentes princípios de transdução empregados pelos monitores respiratórios são:

- Termistor: Posicionado na saída da cavidade nasal;
- Strain-Gauge: Utilizado preso a uma cinta elástica colocada ao redor do tórax;
- Eletrodos Metálicos: Colocados sobre o tórax do paciente, como eletrodos de ECG.

A proposta desse trabalho consiste no desenvolvimento, construção e testes de um monitor respiratório alternativo utilizando um transdutor capacitivo, cuja vantagem principal é não apresentar contato com o paciente.

DESCRIÇÃO DO PROJETO

Basicamente o equipamento consiste em duas partes: um transdutor capacitivo e uma unidade analógica de processamento, conforme apresentado no diagrama de blocos da Figura 1.

O transdutor constitui-se de um oscilador tipo Clapp, operando na frequência de 5 MHz, cujo elemento de transdução é o capacitor que compõe o circuito tanque, responsável pelo valor central de oscilação (Figura 2).

O elemento sensor é uma placa metálica retangular de dimensões 9x13cm, que energizada produz um campo elétrico variável de baixa intensidade.

Partindo do princípio que objetos na vizinhança do transdutor estão efetivamente aterrados (4), na faixa de frequência de operação do oscilador, será formado um capacitor entre a placa sensora e tórax do paciente. Desta forma, deslocamentos superficiais devido a respiração irão traduzir-se em desvio da frequência central de oscilação.

Na saída do transdutor tem-se um sinal senoidal modulado em frequência que entrará no circuito de demodulação. Utilizou-se o princípio PLL (Phased Locked Loop), o qual facilita o sincronismo com o transdutor numa faixa ampla.

O sinal demodulado passa por um circuito de ajuste de linha de base, para eliminar a variação do nível DC durante o posicionamento do transdutor em relação ao tórax. Como o espectro de frequência do sinal respiratório está compreendido entre 0,05 Hz e 3 Hz (7) projetou-se um filtro passa faixa de 0,01 Hz a 7 Hz.

Após as filtragens e correção da linha de base, o sinal de respiração passa para um estágio de amplificação com ganho ajustável. A importância deste ajuste é o controle do operador

sobre a amplitude do sinal respiratório, nas diversas distâncias de posicionamento do transdutor.

O monitor possui um circuito de detecção da pausa respiratória para 10s ou 20s. Possui uma saída analógica para um registrador e um indicador de amplitude tipo galvanômetro no painel frontal.

TESTES DO TRANSDUTOR

Para avaliar a linearidade e a focalização do transdutor alguns testes foram realizados.

Na Figura 3 pode ser verificada a curva referente a distância entre o transdutor e o objeto a ser detectado (placa metálica 30mmx30mm). Como na prática o movimento respiratório são pequenos, a resposta pode se considerada linear.

Na Figura 4 pode ser verificada a focalização do transdutor. A curva de focalização foi levantada pelo deslocamento lateral (d) de um pequeno cubo metálico (10mmx10mmx10mm), posicionado às várias distâncias do transdutor. Esse deslocamento foi feito no semi-plano definido pela placa sensora. O cubo foi deslocado de uma maneira a obter 5 pontos por curva, para uma distância h, os quais foram interpolados. Pode-se observar pela curva que foi conseguido um desvio de freqüência de oscilação maior na região central.

TESTES EM PACIENTES

O aparelho foi testado em dois prematuros, que se encontravam em estufas. O transdutor foi posicionado sobre o abdômen a uma distância média de 20 cm.

O primeiro prematuro se encontrava em freqüentes apnéias, que foram detectadas pelo aparelho, segundo o médico avaliação que colaborou com os testes.

No segundo experimento foi executada a monitorização em prematuro com administração de oxigênio. Durante o teste, a taxa do oxigênio foi propositalmente reduzida gradativamente, até ficar totalmente desligada. Nesta fase foi constatada que a amplitude do sinal respiratório se manteve inalterada.

Foram feitos alguns registros da respiração em um adulto normal, que foi instruído para realizar algumas manobras:

- Apnéia pós-expiratória - manter pulmões vazios após a expiração, Figura 5A;
- Apnéia pós-inspiratória - reter o ar nos pulmões após a inspiração, Figura 5B;
- Apnéia normal - simplesmente parar de respirar, Figura 6.

CONCLUSÃO

O monitor respiratório proposto constitui um método alternativo capaz de fornecer informações do movimento respiratório, sem que haja contato direto com o paciente o que ocorre com outros tipos sensores.

Os testes realizados, embora em número reduzido de pacientes (dois), mostraram que este monitor oferece as informações necessárias para o controle na respiração do neonato e pela simplicidade do uso.

Um fator de interferência neste tipo de sensor é que qualquer movimento que não o respiratório será detectado pelo aparelho, o que é um ponto negativo na apnéia obstrutiva. Neste caso haverá movimento do neonato e o aparelho não acusará o bloqueio respiratório. Foi percebido a necessidade de processar digitalmente de forma a analisar padrões para reconhecer tal situação ou outras que ainda não foram experimentadas.

Com relação a alimentação do transdutor, atualmente feita por tensão, notou-se a necessidade de alterar para fonte de corrente, pois o movimento do cabo de interligação transdutor/aparelho causa interferência central de oscilação.

Durante os testes com os dois prematuros, o transdutor foi colocado dentro da estufa, pois a distância máxima para uma boa captação do sinal é de apenas 20cm, o que impossibilitou posicioná-lo sobre a estufa. Este inconveniente é atualmente uma limitação, concluindo que será necessário reavaliar a sensibilidade do sensor, sendo que uma alternativa é a minimização do tamanho para que se possa ser esterilizado e posicionado dentro da estufa.

REFERÊNCIAS

1. BOLTON M., MACGREGOR J., GRASSIE J.G. (1973), "The Characterisation of my Cardial Movement by Field Detection", Digest Biological Engineering, Dresden.
2. CAMPOS C.M. (1983), "Desenvolvimento de um Cardiógrafo de Deslocamento", tese de mestrado.
3. FARIAS, R.A.C. (1983), "Curso de Bioengenharia E.E. Mauá".
4. LUKJANOFF, E.F., LAPSHINA, G.B., (1973) "A Method for Noncontacting Unipolar Capacitance Recording of Physiological Processes", in Digest 10th. Int. Conf. Med. Biol. Eng. e Dresden, E. Germany.

5. PALAS R., GALVAN J., "Detectores Pasivos del Ritmo Cardiorrespiratorio: Alternativas no Electrometrias", Departamento Telecomunicación Barcelona-Apto 30.002.
6. RAMOS, J.L.A., VAZ, F.A.C. (1978), " Pediatría Neonatal", 6ª ed.
7. RODNEY, D.D., "Sinmpósio sobre RN, Asfixia Neonatal".
8. SCHOEMAKER, THOMPSON, HOLBROOK (1986), "Tratado de Medicina Crítica Y Terapia Intensiva", Edição Médica Panamericana, Buenos Aires.
9. VAS, R. (Jan-1967), "Electronic Device for Physiological Kinetic Measurements and detection of Extraneous Bodies", IEEE Transac. Biom. Eng., Volume 14, Pages 2-5.
10. WILSON, D.L., GASELOWITZ, D.B. (Oct-1981), "Physical Principles of the Displacement Cardiograph Including and the New Device Sensitive to Variations Intorso Resistivity", IEEE, Volume 28, Number 10, Pages 102-710.

NONCONTACTING CAPACITIVE NEONATAL RESPIRATORY MONITOR

ABSTRACT --The present work refers to the development, assembly and tests of a noncontacting neonatal Respiratory Monitor.

The transducer explores the electric interaction between a sensor plate and the thorax, resulting in a variable capacitor, this capacitor belongs to the tuning circuit of a 5MHz sine wave oscillator.

The superficial respiratory displacement of the thorax with the electrically conversed in a perturbation of the transducer central oscillation frequency, i.e., frequency modulation.

This signal passes through a processing unit composed by demodulating, filtration and amplification, circuit the output is an analog signal corresponding to the thoracic movement. This monitor own the apnoea occurrence supervision circuit.

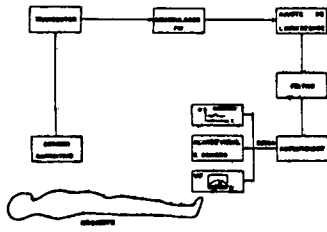


FIGURA - 1

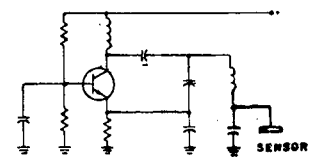


FIGURA - 2

493

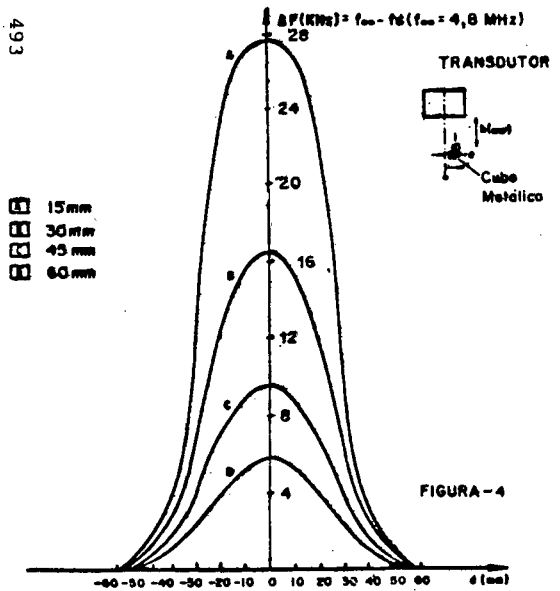


FIGURA - 4

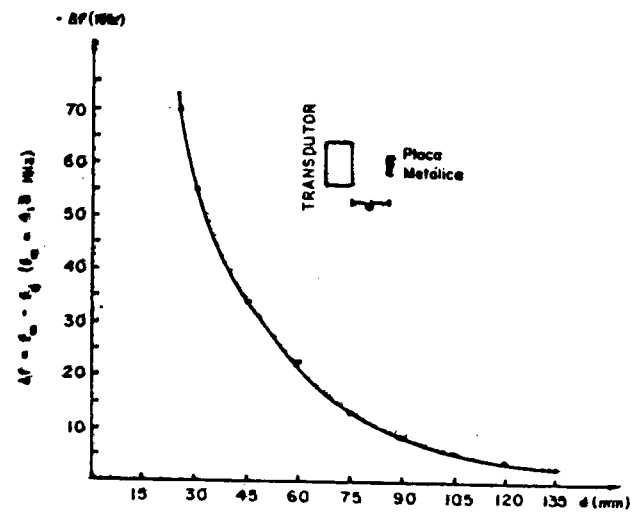


FIGURA - 3 - SENSIBILIDADE DO TRANSUTOR



FIG. 5
 a) sinal de pulsos - superposto - com ruído branco adicionado após a compressão.
 b) sinal de pulsos - superposto - com ruído branco adicionado após a compressão.

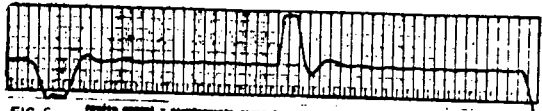


FIG. 6
 ruído branco - superposto sobre o sinal.