

SISTEMA PARA DETECÇÃO DE APNÉIA EM RECÊM-NASCIDOS:
RESULTADOS PRELIMINARES

J.T.F.LEITE (1), A.S.SANTOS (1)
J.G.MEDEIROS FILHO(2) e E.E.A.PEREZ (2)

RESUMO — Foi desenvolvido um sistema para monitoração dos movimentos respiratórios e detecção de apnéia em recém-nascidos. Empregou-se como sensor uma cápsula de pequenas dimensões, construída com material semi-flexível e contendo em seu interior ar e espuma de poliuretano. Esta cápsula é fixada por meio de esparadrapo no abdômem da criança e é acoplada a um transdutor de pressão, através de um tubo de PVC. Movimentos respiratórios provocam deformações nesta cápsula, provocando variações de pressão dentro do tubo, as quais são transmitidas até o transdutor de pressão. O sinal fornecido pelo transdutor de pressão é processado por um microcomputador dedicado. Testes clínicos estão sendo efetuados e até o momento os resultados têm sido satisfatórios.

INTRODUÇÃO

Apnéia significa, etimologicamente, ausência de movimentos respiratórios. Segundo Marshall & Kattwinkel (1981), seria a parada respiratória superior a 15 ou 10 segundos se acompanhada de bradicardia. Diferencia-se da respiração periódica pois, neste caso, a cessação dos movimentos respiratórios é inferior a 5-10 segundos e não se acompanha de bradicardia significativa (Rigatto, 1982).

No período neonatal, 40-50% dos recém-nascidos pré-termos apresentam respiração periódica (Rigatto, 1982) e sua incidência aumenta com a prematuridade, chegando a 90% em recém-nascidos com idade gestacional de 28-29 semanas. Segundo Daily (1969), a metade dos recém-nascidos que apresentam respiração periódica está sujeita a desenvolver apnéia em uma ou outra época de sua existência. Aranda & col. (1977) relatam que 25% dos pré-termos com menos de 2500 grs. e 84% dos pré-termos com menos de 1000 grs. apresentam apnéia nos primeiros dias de vida.

Do ponto de vista etiológico, a apnéia do pré-termo tem sido primariamente atribuída à imaturidade do sistema nervoso central que se traduz, histologicamente, por diminuição das conexões sinápticas e arborização dendrítica e pobreza de mielinização do sistema nervoso central (Gerhardt & Bancalari, 1984). Pode resultar também de depressão do sistema nervoso central por drogas administradas à mãe ou, especialmente, anoxia neonatal. Decorre, ainda, de problemas pulmonares (síndrome da membrana hialina), obstrução das vias aéreas, septicemia, hemorragia intracraniana, distúrbios metabólicos, anemia e hipotensão arterial, sendo raramente sintoma isolado de convulsão (Hobel, 1977).

1 - Núcleo de Estudos e Tecnologia em Engenharia Biomédica/CCS - Campus UFPb - 58000 João Pessoa - Paraíba.

2 - Serviço de Neonatologia - Hospital Universitário - Campus UFPb - 58000 João Pessoa - Paraíba.

Qualquer que seja a etiologia, apnéia representa uma séria ameaça para os recém-nascidos pré-termos, não apenas quanto a sua sobrevivência mas, igualmente, quanto ao risco de sequelas neurológicas futuras (Gomes e Medeiros Filho, 1988).

Desta maneira, em recém-nascidos de risco, impõe-se a necessidade de vigilância contínua por parte da equipe do berçário, visando a detecção em tempo hábil da parada respiratória. Esta monitoração intensiva por parte do pessoal médico e paramédico é cansativa e ineficaz já que envolve frequentemente falha humana (cansaço, descaso, etc), devendo-se também salientar a carência de pessoal. Torna-se, portanto, de grande interesse que esta monitoração dos movimentos respiratórios seja automática, alertando a equipe do berçário para a eventual ocorrência de apnéia.

Para a monitoração do ritmo respiratório, diversos métodos têm sido empregados, destacando-se a técnica da captação da impedância torácica (Gonzales 1977, Dally 1969, Kira 1971, Pallet 1965, Southall 1980, Stein 1979, Wilson 1982), cintas elásticas posicionadas em torno do tórax (Strong 1970, Bruckert 1983), análise do capnograma (Laxminarayan 1983), termistores posicionados nas narinas (Strong 1970, Bruckert 1983), análise do som traqueal (Peirick 1983, Heemels 1986, Gross 1987) e detectores de movimento empregando radares (Franks 1976).

Algumas destas técnicas (análise do capnograma, captação dos sons traqueais, termistores) permitem a detecção de apnéia secundária, onde, apesar dos movimentos do tórax e do abdômem, há um comprometimento das trocas gasosas, devido a obstruções das vias aéreas superiores. Outras técnicas, como a medida da impedância torácica e a captação dos movimentos do tórax por meio de cintas elásticas, prestam-se principalmente para a detecção de apnéia primária. Estas técnicas apresentam alguns inconvenientes como por exemplo: artefatos devido ao ritmo cardíaco e exposição da criança a correntes elétricas na captação da impedância torácica; baixa portabilidade e alto custo do analisador de CO₂ para a análise do capnograma; perturbação dos movimentos pelas cintas elásticas; exposição da criança a correntes elétricas pelos termistores e alta dificuldade para posicionamento do sensor na captação dos sons da traquéia.

Tendo em vista o elevado índice de mortalidade de neonatos acometidos de apnéia central e de outras etiologias (Miller 1959, Naeye 1979, Stein 1979), a necessidade imperativa de monitoração respiratória sobretudo em pré-termos (Gomes e Medeiros Filho, 1988) e os problemas encontrados com as técnicas previamente citadas, é objetivo deste trabalho o desenvolvimento de um sistema portátil, de fácil utilização, para monitorar os movimentos respiratórios, e disparar alarmes na ocorrência de eventos apnéicos.

SISTEMA PROPOSTO

O sistema desenvolvido é mostrado na figura 1. Ele consiste de um sensor de movimentos respiratórios (associado a um transdutor de pressão através de um tubo de acoplamento), de um conversor analógico/digital para interfaceamento do transdutor de pressão a unidade central de processamento, de teclas de comando (monitor e reset), de sinalizadores luminosos (teste, falha e apnéia) e de um alarme sonoro.

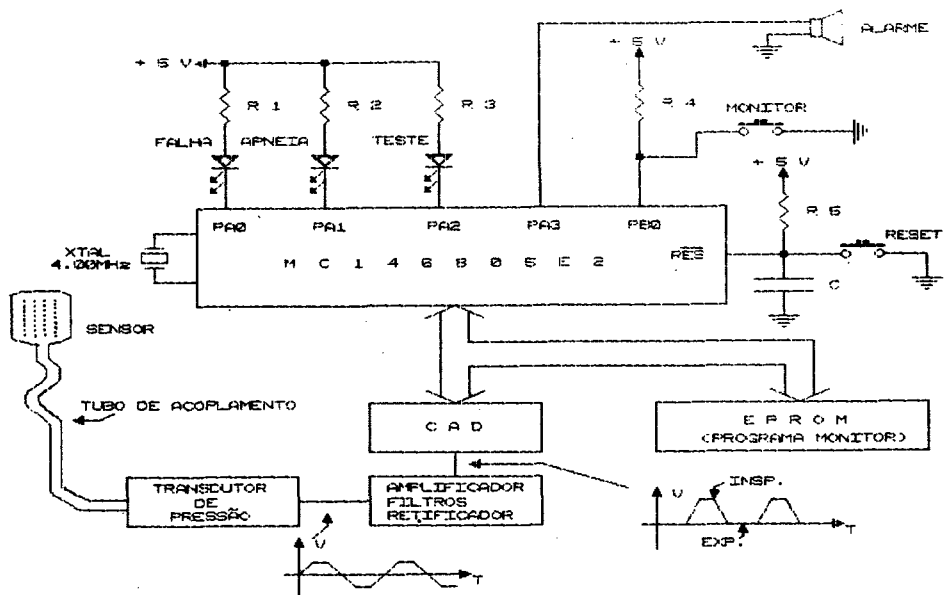


Figura 1 - Sistema desenvolvido

O sensor dos movimentos respiratórios trata-se de uma cápsula fechada, com dimensões reduzidas (10mm de comprimento, 10 mm de largura e 5 mm de altura) e construída com material semi-flexível. Esta cápsula é conectada ao transdutor de pressão, através do tubo de acoplamento (1mm de diâmetro e 1500 mm de comprimento) construído em PVC. Dentro da cápsula é alojada uma espuma, cujas funções é aumentar a elasticidade da mesma e impedir que suas parades colabem.

Para o funcionamento do sensor, o mesmo deve ser firmemente fixado através de esparadrapos ao abdômem da criança, próximo ao umbigo, onde os movimentos abdominais devido à respiração, são mais intensos. Esforços respiratórios resultam em mudanças da curvatura abdominal, distorcendo-o. Deste modo, pequenas mudanças de pressão são produzidas dentro do sistema e transmitidas através do tubo de acoplamento, até o transdutor de pressão (Micro-Switch mod. 163PC01d36 - plena escala de 70,30 cm de água). O sinal fornecido pelo transdutor é filtrado (passa-alta com constante de tempo de 1 seg. e passa-baixa com $F_c=20$ Hz), amplificado e retificado em meia onda, sendo o semi-ciclo positivo correspondente à fase inspiratória e a linha de base zero à expiração. A sensibilidade final é de 0,5 Volts/cm de água. Movimentos respiratórios com o sensor convenientemente posicionado em uma criança em sono profundo provocam variações de pressão da ordem de 3 cm de água. Este sinal é digitalizado a uma frequência de 32 Hz (conversor A/D 8 bits com faixa dinâmica entre 0 e 5 Volts).

A Unidade Central de Processamento é baseada em um microprocessador "single-chip" Motorola MC146805E2, o qual possui 16 bits de entrada/saída, Timer de 8 bits com pré-divisor e 112 bytes de memória RAM externa.

Esta unidade é alimentada constantemente pela rede de distribuição de eletricidade e está associada a um circuito para detecção de falta de energia elétrica. Deste modo, falhas no fornecimento de energia, provocam o disparo do alarme sonoro (com frequência diferente do alarme de apnéia), indicando que a monitoração foi desativada.

MODO DE FUNCIONAMENTO

O sistema é inicializado quando é acionada a tecla "MONITOR", fazendo com que ele entre em uma fase inicial de teste, na qual procede-se a procura do máximo e do mínimo do sinal captado. Esta fase tem a duração de 35 segundos e durante este tempo o indicador visual da fase de teste oscila, indicando este procedimento ao operador. O valor máximo encontrado é empregado para o cálculo de um "trigger", o qual é usado no procedimento para detecção dos movimentos abdominais. Caso o valor máximo encontrado seja inferior a um limite previamente definido (2% da plena escala), são acionados o alarme sonoro e o indicador visual de falha. Esta condição pode ocorrer caso o sensor não esteja em contato íntimo com a pele (mal posicionamento) ou quando o tubo de acoplamento ou o próprio sensor estiverem danificados (vazamento por corte, queima, etc), levando a uma não excitabilidade adequada do transdutor de pressão. O alarme de falha é igualmente acionado se durante esta fase todos os valores amostrados são iguais ou ao valor máximo ou ao valor mínimo da resolução do conversor A/D 00(Hex)-FF(Hex), indicando problemas a nível do sistema de medida, tais como amplificadores saturados, transdutor de pressão danificado, etc.

Após a fase de teste é iniciada a monitoração efetiva da criança. Tendo em vista que o sistema não tem como objetivo a medida da frequência respiratória, mas sim, o reconhecimento de paradas respiratórias de longa duração, foi empregado um procedimento bastante simples, o qual reconhece o início de um ciclo inspiratório, quando os valores amostrados ultrapassam 6,25% do valor máximo obtido durante a fase de teste. Analogamente, o fim do ciclo inspiratório é reconhecido quando os valores amostrados caem a níveis inferiores a este "trigger". Apesar de não diferenciar ciclos inspiratórios de artefatos devido a movimentos do corpo, este procedimento detecta a ausência de sinal em períodos previamente estabelecidos, satisfazendo os objetivos do sistema.

RESULTADOS E DISCUSSÃO

Para a avaliação do sistema acoplou-se uma saída analógica, de maneira a permitir o registro, em papel, do sinal correspondente aos movimentos abdominais.

A figura 2 mostra um exemplo típico de um sinal captado. Tendo em vista a necessidade de monitorações a longo termo (durante a noite, por exemplo), faz-se necessário o uso de baixas velocidades de registro (1 cm/min). Pode-se observar na figura, um período de parada respiratória inferior a 20 segundos.

Nossa primeira avaliação constou de testes sucessivos do equipamento monitorando adultos e simulando-se diversas paradas respiratórias. Estes testes iniciais mostraram uma ótima adequação do monitor, inclusive no tocante

te à imunidade a ruído do sistema de detecção de falha de energia elétrica.

Para os testes clínicos, o sistema tem sido avaliado no Serviço de Neonatologia do Hospital Universitário da UFPb. O protocolo de avaliação consiste da análise dos registros obtidos, juntamente com fichas de acompanhamento especialmente elaboradas. Estas fichas são preenchidas com alguns dados concernentes à criança (sexo, idade gestacional, tempo de vida, peso, etc) e com os eventos importantes (início e término da monitoração, disparos do alarme, se os alarmes disparados correspondem ou não a uma apnéia efetiva, reconhecimento de uma apnéia pelo pessoal especializado com omissão do equipamento, disparo de alarme com falta de energia, etc) e suas horas de ocorrência durante a monitoração. A ocorrência de cada um destes eventos é codificada e seu código é anotado no registro dos movimentos respiratórios.

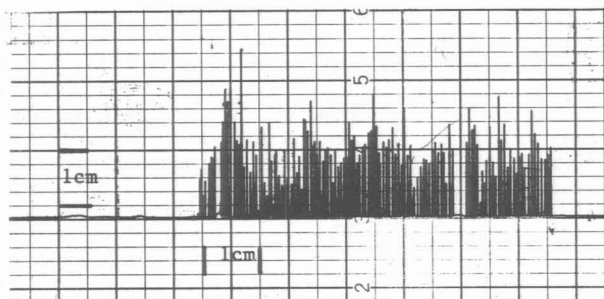


Figura 2. Traçado extraído de uma monitoração a longo termo dos movimentos respiratórios abdominais (1 cm/min - 1 volt/cm).

Para validação deste protocolo, o pessoal do berçário foi instruído a manter uma vigilância contínua nas crianças em monitoração, apesar da presença do equipamento. Foram consideradas como apnéia, paradas respiratórias maiores do que 20 segundos.

A avaliação clínica inicial consta da monitoração de 11 recém-nascidos com tempo de vida de 1 dia, sendo 9 com idade gestacional de 39 semanas e 2 pré-termos com idade gestacional de 33 semanas. O período médio de monitoração foi de 3,2 horas \pm 1,1 horas. Durante os períodos de monitoração ocorreu uma única falha no sistema de fornecimento de energia elétrica, a qual foi detectada pelo sistema. A maioria das crianças monitoradas não apresentou períodos de apnéia. Em um dos pré-termos o alarme de apnéia foi acionado duas vezes, com o traçado indicando efetiva parada da atividade respiratória. O exame imediato da criança mostrou que a mesma apresentava parada respiratória.

Apesar dos resultados positivos obtidos, observamos durante os testes uma série de problemas, a nível do conjunto sensor-tubo de acoplamento. O peso deste conjunto, associado à qualidade do esparadrapo empregado é de grande importância para a qualidade de monitorações a longo termo. Com efeito, após algumas horas de monitoração observamos uma tendência ao distanciamento do sensor do abdômem da criança, necessitando diversas intervenções. Este conjunto está sendo refeito na atualidade, com costura eletrônica, empregando-se o PVC tanto para o sensor como para o tubo de acoplamento, obtendo-se um conjunto extremamente leve. O material empregado ini-

cialmente para o sensor apresentou, com o uso intensivo, deterioração devido ao contato com o esparadrapo e a substância esterilizante. Tal problema será eliminado com o emprego do PVC.

CONCLUSÕES

A técnica empregada mostrou-se eficaz para a detecção de apnéia em recém-nascidos. Um novo protótipo está sendo desenvolvido empregando-se um sensor construído a nível semi-industrial, e com possibilidade da escolha, pelo operador, do tempo de apnéia (15, 20 e 25 seg).

Visando um estudo mais completo de eventos apnéicos, estamos atualmente iniciando os trabalhos para o desenvolvimento de um sistema voltado para a detecção de apnéia secundária, permitindo o estudo comparativo entre técnicas distintas.

REFERENCIAS

- Aranda, J.V., German, W., Bergsteinsson, H. and Gunn, T., (1977), "Efficacy of caffeine in treatment of apnea in low birth weight infant", J. Pediatr., 108,467.
- Beckerman, R.C., Wegmann, M.J., and Waring W.W., (1982), "Tracheal breath sounds for detection of apnea in infants and children", Critical Care Medicine, 10(6),363-365.
- Bruckert, R., Perrin, F., et Pernier, J., (1983), " Système de monitoring des ryhmes cardio-respiratoires et d'acquisition de données électrophysiologiques chez le nourrisson, orienté vers l'étude du syndrome de la mort subite inexplicée du nourrisson", Med. Biol. Eng. and Comput., 21,636-643.
- Daily, W.J.R., Klaus, M., and Meyer, H.B., (1969), "Apnea in premature infants: monitoring, incidence, heart rate changes, and an effect of environmental temperature", Pediatrics, 43(4),510-518.
- Franks, C.I., Brown, B.H., and Johnston, D.M., (1976), "Contactless respiration monitoring of infants", Med. and Biol. Eng. and Comput., may,306-312.
- Gerhardt, T. and Bancalari, E., (1984), "Apnea of prematurity: lung function and regulation of breathing", Pediatrics, 74,58.
- Gonzales J., et Gonzales M.,(1977), "Utilisation de l'impédance transthoracique dans la surveillance de la ventilation en réanimation néonatale" , Anesth. Anal. Réan., 34(5),1053-1066.
- Gross, P.G., Matsumoto, B.M., Glover, R.W., and Sahakian, A.V., (1987), "Acoustic Apnea Monitoring: Preliminary Results", J. Clin. Eng., 12(6),433-440.

- Heemels, J.P., Ros, H.H., Sijkema, P., and Vries, F., (1986), "Tracheal sound detector", *Med. Biol. Eng. Comput.*, 24, 182-185.
- Hobel, A., (1977), "Pathogenesis of neonatal apnea", *Developmental Medicine and Child Neurology*, 19, 676.
- Kira, S., Hukushima, Y., Kitamura, S., and Ito, A., (1971), "Transthoracic electrical impedance variations associated with respiration", *J. App. Physiol.*, 30(6), 820-826.
- Laxminarayan, S., Mills, O., Michelson, L., Cornwell, A.C., Marmarou, A., Costigan Jr, E.F., and Weitzman, E.D., (1983), "Sudden infant death syndrome: a digital computer-based apnoea monitor", *Med. and Biol. Eng. and Comput.*, 21, 191-196.
- Gomes, T.P., e Medeiros Filho, J.G. (1988), "Apnéia Neonatal: considerações terapêuticas e etiopatogênicas", *CCS*, 9(3), 47-54.
- Marshall, T.A. and Kattwinkel, J., (1981), "Functional residual capacity and oxygen tension in apnea of prematurity", *J. Pediatr.*, 98, 479.
- Miller, H.C., Behrle, F.C., and Smull, N.W., (1959), "Severe apnea and irregular respiratory rhythms among premature infants", *Pediatrics*, april, 676-685.
- Naeye, R.L., (1979), "Neonatal Apnea: Underlying disorders", *Pediatrics*, 63, 8-12.
- Pallett, J.E., and Scopes, J.W., (1965), "Recording respirations in newborn babies by measuring impedance of the chest", *Med. Electron. Biol. Eng.*, 3, 161-168.
- Peirick, J. and Shepard Jr, J.W., (1983), "Automated apnoea detection by computer: analysis of tracheal breath sounds", *Med. and Biol. Eng. and Comput.*, 21, 632-635.
- Rigatto, H., (1982), "Apnea", *Pediatr. Clin. North. Am.*, 99, 984.
- Southall, D.P., Richards, J.M., Lau, K.C., and Shinebourne, E.A., (1980), "An explanation for failure of impedance apnoea alarm systems", *Arch. Dis. Child.*, 55(1), 63-65.
- Stein, I.M., White, A., Kennedy, J.L., Merisalo, R.L., Harvey, R.N., and Gould, J.B., (1979), "Apnea Recordings of healthy infants at 40, 44, and 52 weeks postconception", *Pediatrics*, 63(5), 724-730.
- Strong, P., (1970), *Biophysical Measurements*, First Edition, Tektronix.
- Wilson, A.J., Franks C.I., and Freeston I.L., (1982), "Methods of filtering the heart-beat artefact from the breathing waveform of infants obtained by impedance pneumography", *Med. and Biol. Eng. and Comput.*, 20, 293-298.

NEONATAL APNEA MONITOR: PRELIMINARY RESULTS

ABSTRACT -- A new computed-based apnea detector is described. The sensor is a capsule filled with foam and air attached to the infant's abdomen. Abdomen movements distort this sensor, inducing pressure changes which are sensed by a pressure transducer. The transducer response corresponds to the respiratory signal, which is sampled and processed by the microcomputer. Clinical tests are been performed and the preliminary tests are satisfactory.