



ARTIGO ORIGINAL

Mecânica pulmonar no recém-nascido normal*Pulmonary mechanics in the full-term newborn*José Roberto Ramos¹, Charles Soleyman A. Odeh², José M. de A. Lopes³**Resumo**

Este trabalho tem como objetivo avaliar a função pulmonar do recém-nascido a termo, comparando as técnicas clássicas de análise com a técnica não invasiva de análise de um ciclo respiratório, descrevendo o laboratório de fisiologia pulmonar desenvolvido no IFF e o software utilizado.

Estudamos 10 RNs a termo com peso médio de 3.260g +- 460g, sem qualquer patologia. Os estudos foram realizados após uma mamada. Foram realizadas oclusões no final da inspiração e no início da expiração para calcular os valores de mecânica pulmonar pela técnica não invasiva, determinando a Complacência do Sistema Respiratório (CSR) e a Resistência do Sistema Respiratório (RSR). Medimos a pressão esofágica com um cateter nº 6F preenchido com água, ligado a um transdutor de pressão, colocado no 1/3 distal do esôfago, possibilitando o cálculo da Complacência Pulmonar (CP) pela técnica clássica.

Os dados foram digitados a 60HZ através de uma placa conversora, em um microcomputador AT 286, para análise posterior. A análise dos dados foi feita através de um software especialmente desenvolvido para processamento de sinais fisiológicos. Os resultados mostram valores para a CP de 1.78 +- 0.36 ml/cmH₂O/kg, para a CSR de 1.12 +- 0.27 ml/cmH₂O/kg e para a RSR de 16 +- 4 cmH₂O/l/seg/kg. A metodologia utilizada mostrou dados semelhantes aos da literatura e excelente reprodução técnica

J. Pediatr. (Rio). 1994; 70(3):163-167: recém-nascido, complacência, resistência.

Introdução

Nos últimos anos, o desenvolvimento de equipamentos computadorizados para medição da função pulmonar tem possibilitado a avaliação da mecânica pulmonar à beira do leito, nas mais diversas situações clínicas. Esta nova tecnologia nos permite, por exemplo, medir a complacência e a resistência pulmonar durante a fase aguda da doença membrana hialina, antes e após o uso de surfactante e durante a

Abstract

The objective of this study is evaluate the pulmonary function in full term newborn infants, comparing classic with non invasive techniques. We describe the pulmonary function laboratory and software developed at Instituto Fernandes Figueira.

We studied 10 healthy full-term newborn infants (birth weight 3.260g +- 460g) Occlusions were performed at inspiration end and during expiration which allowed us to calculate values for total pulmonary resistance (TPR) and total pulmonary compliance (TPC). Esophageal pressure was measured with a water filled catheter positioned in the lower third of the esophagus, to obtain lung resistance (RL) and compliance (CL). All signals were digitized at 60 Hz into a microcomputer for further analysis. Mean results of our study are: CL= 1,78 +- 0,36 ml/cmH₂O/kg, TPC= 1,12 +- 0,27 ml/cmH₂O/kg and TPR= 16 +- 4 cmH₂O/l/seg/kg. Our values are very similar to the ones in the current literature.

J. Pediatr. (Rio). 1994; 70(3):163-167: newborn, compliance, resistance

recuperação da insuficiência respiratória^{1,2}. Estes sistemas, até bem pouco tempo utilizados basicamente nos laboratórios de pesquisa, vêm sendo cada vez mais utilizados nas UTIs neonatais para ajudar os neonatologistas no manuseio dos distúrbios respiratórios.

No Instituto Fernandes Figueira (IFF), da Fundação Oswaldo Cruz, funciona, desde 1990, um laboratório de fisiologia pulmonar que está capacitado a fazer avaliação da função pulmonar do recém-nascido com um sistema que foi desenvolvido no próprio Instituto. Este equipamento possibilita a armazenagem de sinais fisiológicos em até 8 canais simultaneamente, em microcomputador. Os dados são gravados através de uma placa conversora analógica digital que possibilita a transformação dos sinais fisiológicos em dados

1. Mestrando do Mestrado em Saúde da Criança do Instituto Fernandes Figueira

2. Neonatologista do Instituto Fernandes Figueira

3. Chefe do Departamento de Neonatologia Instituto Fernandes Figueira/Fiocruz

Instituto Fernandes Figueira / Departamento de Neonatologia
Laboratório de Fisiologia Pulmonar

binários, próprios para análise pelo computador. Registramos e gravamos habitualmente os sinais de fluxo de vias aéreas, pressão esofágica e movimentos do tórax e abdômen. Com estes sinais, podemos então calcular a complacência e a resistência pulmonar, assim como avaliar as alterações mecânicas da caixa torácica.

Este trabalho descreve o sistema desenvolvido no IFF, o programa de computação utilizado e os primeiros resultados obtidos em relação à mecânica pulmonar do recém-nascido.

Material e métodos

Utilizamos um computador AT-286 equipado com um disco rígido 40MB, uma unidade de disco flexível de alta densidade (1,2 MB) e co-processador matemático. Equipamos este micro com uma placa analógico-digital (DT 2081-A - Data Translation Systems). Utilizamos um software de aquisição dos sinais analógicos também da Data Translation - PCLAB - disponível comercialmente. Para análise e processamento dos dados digitados utilizamos o ANADAT, um programa desenvolvido no laboratório Meakins-Christie, da Universidade McGill (Montreal-Canadá).

Aquisição de sinais fisiológicos

O laboratório tem capacidade para registrar os seguintes sinais fisiológicos:

1. Fluxo de vias aéreas - Registramos o fluxo de vias aéreas através de uma máscara (tipo máscara de ressuscitador) acoplada a um pneumotacógrafo. Este aparelho consiste em um pequeno tubo cilíndrico dividido por uma tela fina que oferece resistência ao fluxo de ar. O gradiente de pressão criado é proporcional ao fluxo de gás. Este gradiente de pressão é medido com um transdutor ultra sensível (Validyne MP-45).

2. Pressão esofágica - Medimos as variações de pressão esofágica através de um cateter (número 6 ou 8) cheio de água posicionado no terço distal do esôfago³. Este cateter é conectado a um transdutor de pressão diferencial (SANBORN).

3. Pressão de vias aéreas - Medimos a pressão de vias aéreas através de um pequeno cateter acoplado na máscara de ressuscitação. Este cateter é conectado a um transdutor de pressão Validyne (DP-45).

4. Movimentos respiratórios - Medimos os movimentos do tórax e abdômen com um aparelho denominado magnetômetro. Este aparelho utiliza dois pequenos sensores (magnetos) colocados na parte anterior e posterior do tórax e abdômen. Estes sensores medem a variação de diâmetro antero-posterior do tórax e abdômen durante a respiração.

Calibrações

Antes de cada estudo é necessário que se realize uma calibração adequada dos diversos transdutores de pressão, pneumotacógrafo e magnetômetros.

Os transdutores de pressão são calibrados com um manômetro de água. Idealmente, devemos calibrar todos os transdutores a serem utilizados, simultaneamente. Variando

a coluna de água no manômetro podemos checar as variações de pressão nos transdutores e conferir sua linearidade. Fornecemos então um sinal padrão para o computador, com uma pressão conhecida, calibrando desta forma nosso equipamento.

O pneumotacógrafo é calibrado com a ajuda de um rotâmetro (fluxômetro de alta precisão). Checamos esta calibração manualmente, utilizando uma seringa graduada. Produzimos um fluxo contínuo e regular através de movimentos de êmbolo da seringa graduada, com volume conhecido. Registramos no computador o fluxo obtido e integramos este fluxo para obter volume. Utilizando diferentes fluxos e volumes, podemos checar a linearidade e calibração de nosso equipamento.

Os magnetômetros são calibrados variando-se a distância entre os dois magnetos por um valor conhecido em centímetros.

Os sinais fisiológicos (máximo de 4) podem ser gravados em registrador gráfico (MFE-400) e/ou digitados diretamente no computador através da placa conversora. Esta placa permite a conversão analógica-digital de até 8 canais simultaneamente.

Descrição do software

O programa utilizado (com permissão), foi desenvolvido nos laboratórios de fisiologia pulmonar da Universidade McGill-Laboratório Meakins-Christie, por um engenheiro biomédico - J. Bates. A conversão dos sinais analógicos em digitais se processa com a ajuda de um programa disponível comercialmente, denominado "PCLAB". Este programa foi integrado ao programa ANADAT, que é utilizado para análise e processamento dos sinais digitados.

Antes da aquisição dos sinais fisiológicos, cada canal é calibrado separadamente com um sinal conhecido, conforme descrito anteriormente. Depois de feitas todas as calibrações, os dados são armazenados num arquivo especial denominado tabela de parâmetros, para utilização posterior.

O programa oferece diversas opções para aquisição de sinais. Podemos determinar o número de canais, o ganho desejado em cada canal, a frequência de aquisição (20-500 Hz) e o tempo de coleta de dados num determinado arquivo.

O produto da frequência de aquisição versus o número de canais, determina um tempo finito para coleta de dados. Este período de tempo é relacionado também à memória existente no computador. Utilizamos atualmente 5 canais com frequência de aquisição de 60 Hz e arquivos de 40 segundos.

Os dados são coletados e armazenados em disco flexível, sob a forma binária, para processamento e análise.

Registramos habitualmente os seguintes canais: fluxo, pressão esofágica, pressão de boca, tórax e abdômen.

Estudos fisiológicos

Estudamos 10 recém-nascidos normais a termo, durante os 3 primeiros dias de vida, com o consentimento prévio dos pais. Os estudos foram realizados após a mamada, com o RN

em posição supina e durante o sono tranqüilo.

Os estudos foram realizados na sua grande maioria por dois pesquisadores. Após a mamada, esperávamos o recém-nascido adormecer, entrar no sono tranqüilo, com a respiração regular e sem movimentos rápidos dos olhos (também chamado de sono NÃO-REM). Colocávamos a máscara na face do RN, delicadamente, tentando obter uma boa aderência, procurando evitar vazamentos. Em seguida iniciávamos o registro dos sinais fisiológicos no computador. Os estudos tinham uma seqüência definida para aquisição dos arquivos, isto é, arquivos com respiração normal e arquivos com oclusões inspiratórias. Nenhum estudo teve a duração superior a duas horas.

Cálculo da Mecânica respiratória

Para obtenção da complacência e da resistência pulmonar, utilizamos duas técnicas:

1. Técnica convencional - Esta técnica foi descrita por Mead e Whitemberg e se baseia no registro simultâneo, durante respiração normal, do fluxo, do volume e da pressão esofágica⁴. O volume é obtido através da integração eletrônica do sinal de fluxo. A relação entre a variação de volume e a variação de pressão, medidas nos pontos de "zero fluxo", isto é, fim da inspiração e fim da expiração, fornece a complacência pulmonar (ml/cmH₂O).

2. Técnica não invasiva - Através de oclusões rápidas no final da inspiração, conseguimos estimular o reflexo de Hering-Breuer, que ocasiona uma pequena pausa respiratória, seguida de relaxamento da musculatura respiratória. Durante estes períodos, medimos a pressão de relaxamento e o volume expiratório.

Realizando oclusões em diferentes fases do ciclo respiratório, obtemos diferentes pressões de relaxamento a diferentes volumes pulmonares. O "slope" da relação volume/pressão fornece a complacência do sistema respiratório (CRS-ml/cmH₂O).

O cálculo da resistência do sistema respiratório foi feito de acordo com a técnica de Mortola e col⁵. Esta técnica se baseia na obtenção da constante de tempo do sistema respiratório ($CT=R \times C$), onde R= resistência e C= complacência. Obtemos a constante de tempo da seguinte maneira: durante a fase expiratória, pós-oclusão das vias aéreas, conforme descrito anteriormente, o "plot" do volume expiratório contra o fluxo expiratório nos fornece uma reta, se a expiração ocorreu com bom relaxamento da musculatura inspiratória. A inclinação desta reta é equivalente à constante de tempo do sistema respiratório. Com o valor constante e da complacência, calculamos, então, a resistência do sistema respiratório (RSR).

Resultados

Foram avaliados um total de 10 recém-nascidos a termo, saudáveis, se qualquer patologia. O peso médio do grupo foi 3260 +- 460 gramas e a idade gestacional 39.3 +- 2 semanas.

Os valores médios para complacência e resistência estão na tabela 1. Os valores para a freqüência expiratória e os

Tabela1 - Valores médios para complacência e resistência

Paciente	Peso (g)	Complacência Pulmonar (ml/cmH ₂ O/kg)	Complacência Sist. Respirat. (ml/cmH ₂ O/kg)	Resistência Sist. Respirat. (cmH ₂ O/l/seg/kg)
01	2.900	1.48 +- 0.43	1.34 +- 0.5	15.8
02	2.840	2.04 +- 1.5	1.60 +- 1.1	16.9
03	3.260	2.06 +- 0.8	1.15 +- 1.2	12.8
04	2.480	2.58 +- 1.1	1.20 +- 0.43	20.1
05	3.260	1.38 +- 0.7	0.85 +- 0.7	20.5
06	3.720	1.72 +- 0.4	1.10 +- 1.1	10.4
07	3.550	1.40 +- 0.81	1.35 +- 1.3	13.5
08	2.990	1.40 +- 0.26	0.80 +- 0.3	23.7
09	3.700	1.71 +- 1.15	0.98 +- 0.65	16.7
10	3.900	1.68 +- 0.78	0.84 +- 0.16	13.5
N=10	3.260 +- 460	1.78 +- 0.36	1.12 +- 0.27	16.3 +- 4

Tabela 2 - Valores para a freqüência respiratória e os volumes pulmonares

Nº Paciente	Freqüência Respiratória	Volume Corrente (ml)
01	44 +- 21	26.2 +- 3.7
02	63 +- 7	19.5 +- 2.5
03	41 +- 21	28.1 +- 3.6
04	42 +- 15	20.3 +- 3.9
05	78 +- 3	19.8 +- 3.9
06	32 +- 8	28.8 +- 6.4
07	39 +- 4	26.4 +- 3.4
08	50 +- 15	27.6 +- 8.1
09	30 +- 14	30.7 +- 9.9
10	81 +- 13	26.3 +- 2.8
Total=10 Pacientes	49 +- 14	25.3 +- 4.8 (ml)

volumes pulmonares estão na tabela 2.

Discussão

Este trabalho descreve um sistema computadorizado para análise da função pulmonar no recém-nascido, desenvolvido no Instituto Fernandes Figueira, com custo bastante inferior aos módulos disponíveis comercialmente no mercado internacional. O custo total dos equipamentos envolvidos não chegou a US\$ 10.000, comparado com 50 a 60 mil dólares dos sistemas comerciais.

Estudamos 10 recém-nascidos normais, com o consentimento dos pais, a fim de validar as técnicas de medição⁶ e comparar com dados da literatura, formando assim uma base de referência para valores normais em nosso laboratório.

Tabela 3 - Semelhança dos valores obtidos em nosso laboratório com os de outros investigadores

Ano	Complacência Pulmonar ml/cm H ₂ O	Complacência Sist. Respirat. ml/cm/H ₂ O	Resistência Pulmonar cm H ₂ O/l/seg	Resistência	Método
1956 J. Mead ⁹	-	1.73 + - 0,4	-	9.6 + - 4	Pletismografia
1958 Cook ⁸	-	1.1 a 2.0*	-	6.9*	Pletismografia
1962 Nelson ¹¹	-	-	34 + - 0,9	-	Espirômetro c/ Ventilação Gasosa
1973 Bancalari ¹²	1.09 + - 0,26	-	-	-	Convencional (Mead-Wittenberger)
1982 Mortola ⁷	-	1.15	-	18	Oclusão
1987 Mortola ⁵	-	1.07 + - 0,8	-	17 + - 2	Oclusão
1992 Neto ¹	-	1.35 + - 1,7	-	14 + - 1,7	Oclusão + Invasivo
1993 IFF	1.77 + - 0,36	1.14 + - 0,2	-	16 + - 4	Oclusão+ Invasivo

A tabela 3 mostra dados de vários artigos publicados ao longo dos últimos 10 anos, ilustrando a semelhança dos valores obtidos em nosso laboratório com os de outros investigadores^{7,8}. É importante salientar que somente nos últimos 5 anos é que as técnicas computadorizadas se tornaram disponíveis. Desta forma, alguns dos resultados apresentados na tabela 3 foram obtidos com medições convencionais e cálculo manual^{9,10,11}.

A grande vantagem do armazenamento de dados em computador é a possibilidade de analisar sinais fisiológicos de uma forma bastante precisa. A uma frequência de aquisição de 60 Hz, são registrados 60 pontos em cada segundo de coleta de dados. Isso permite, por exemplo, calcular a complacência pulmonar em vários pontos do ciclo respiratório, isto é, analisar variações dentro de um mesmo movimento respiratório.

Referências bibliográficas

- Neto GS, Gerhardt T, Bancalari E, Duara SL, Claire M, Silberger A. Non linear pressure/volume relationship and measurements of lung mechanics in infants. *Pediat Pulmonol* 1992; 12:146-152.
- Bhutani KV, Silvieri E, Abassi S, Shaffer T. Evaluation of neonatal pulmonary mechanics and energetics: A two factor least mean square analysis. *Pediat Pulmonol*. 1988; 4:150-158.
- Le Souef P, Lopes JM, England SJ, Bryan MH, Bryan A.C. Influence of chest wall distortion on esophageal pressure. *J Appl Physiol* 1983;55:353-358.
- Mead J, Wittenberger JL. Physical properties of human lungs measured during spontaneous respiration. *J. Appl Physiol* 1953; 5:779-796.
- Mortola JP, Saetta M. Measurements of respiratory mechanics in the newborn. A simple approach. *Pediat Pulmonol* 1987; 3:123.
- Gerhardt T.; Bancalari E. Measurements and monitoring of pulmonary function. *Clin Perinat* 1991; 3:123.
- Mortola JP, Fisher JT, Smith B, Fox G, Weers S. Dynamics of breathing in infants. *J Appl Physiol* 1982;52:1209-1215.
- Cook CD, Helliesen PJ, Agathon S. Relation Between Mechanics of Respiration. Lung size and body size from birth to young adulthood. *J Appl Physiol* 1958;13:349-352.
- Cook CD, Mead J, Mellcoy CA, Smith S. Studies of respiratory physiology in the newborn infant. *J. Clin Invest* 1957; 30:440-448
- Nelson NN, Cherry RB, Lipsitz PJ, Smith CA. Pulmonary function in the newborn infants. *Pediatrics* 1962; 30:963.
- Bancalari E, Garcia DL, Jesse MJ. Effects of continuous negative pressure on lung mechanics in idiopathic Respiratory Distress Syndrome. *Pediatr*. 1973; 51(3).