

Artigo original

Teste do programa Spiromatic para Windows com as 24 curvas de simulação preconizadas pela American Thoracic Society / European Respiratory Society.

Spiromatic for Windows evaluation with 24 volume-times American Thoracic Society / European Respiratory Society waveforms.

André Luís Mancini¹, Ricardo Marques Dias², Sonia Regina da Silva Carvalho³, Denise Duprat Neves⁴.

RESUMO

Introdução: a espirometria mede os fluxos pulmonares e os equipamentos utilizados devem ser testados para garantir a acurácia dos registros espirométricos. O objetivo desse estudo foi verificar a qualidade do algoritmo de captura de dados do programa Spiromatic (SSE), para Windows. **Metodologia:** foram analisados os resultados obtidos pela leitura das 24 curvas de simulação preconizadas pela American Thoracic Society (ATS) e European Respiratory Society (ERS). A entrada de dados, em ASCII, foi efetuada de modo a simular uma frequência de amostragem de 100 hertz. O filtro de polinômios quadráticos (smoothing) foi desabilitado. **Resultados:** foram expressos pelas médias e diferenças máximas, mostram que estas são mínimas, apesar da ampla faixa de valores testados. A maior diferença encontrada, de 20mL/s, foi para o FEF25-75%, parâmetro dependente da acurácia de aferição do volume e do tempo. **Conclusão:** o programa Spiromatic para Windows atende plenamente às exigências da ATS/ERS.

Descritores: espirometria; testes de função respiratória; técnicas de diagnóstico; sistema respiratório.

ABSTRACT

Introduction: the spirometry measures pulmonary volumes and the equipments must be tested in order to verify its accuracy in spirometric recording. The purpose of this study is to verify the precision of the capture algorithm of the Spiromatic for Windows software. **Methodology:** we analyzed the results of 24 volume-times ATS waveforms that are adopted by the American Thoracic Society (ATS) and European Respiratory Society (ERS). The curves are text files, ASCII, which may be proceeded directly by the software. Volume-times data points were provided with a simulated frequency of 100 hertz. The in line filter was turned off. **Results:** they were expressed by average and differences and demonstrated low differences despite high volume and flow ranges. The high difference was 20 mL/sec for FEF25-75% that depends on the accuracy of volume and time measure. **Conclusion:** Spiromatic for Windows has accuracy, recognized by ATS waveforms.

Keywords: spirometry; respiratory function tests; diagnostic techniques; respiratory system.

1. Bolsista de Iniciação Científica da Universidade Federal do Estado do Rio de Janeiro.

2. Professor Titular de Pneumologia da Universidade Federal do Estado do Rio de Janeiro, Hospital Universitário Gaffrée e Guinle.

3. Professora Assistente da Disciplina Cardiopulmonar da Universidade Federal do Estado do Rio de Janeiro. Responsável pelo Ambulatório de Asma.

4. Professora Adjunta da Disciplina Cardiopulmonar da Universidade Federal do Estado do Rio de Janeiro.

Trabalho realizado no Laboratório de Função Pulmonar da Disciplina Cardiopulmonar da UNIRIO. Apoio: FAPERJ e UNIRIO. Conflito de Interesses: o Prof. Ricardo Marques Dias é consultor técnico do programa Spiromatic.

Endereço para correspondência: Ricardo Marques Dias. Rua Mariz e Barros, 775, CEP 20270-004, Rio de Janeiro, RJ, Brasil.

e-mail: dias.ricardomarques@gmail.com

Recebido em 24/01/2006 e aceito em 23/02/2006, após revisão.

INTRODUÇÃO

A espirometria, medida dos volumes pulmonares mobilizados, teve início, segundo Spriggs,¹ em 1718, com James Jurin. Entretanto, foi apenas no século passado, na década de 50, que ocorreram as primeiras demonstrações de interesse pela acurácia e precisão dos instrumentos de aferição,² preocupação que chega aos dias de hoje.

Os trabalhos relacionados a testes de equipamentos podem ser divididos em função das normas de controle de qualidade elaboradas pela American Thoracic Society (ATS) e American College of Chest Physicians (ACCP), em três momentos: 1) anterior ao estabelecimento das normas,³ em 1979; 2) no período de avaliação dos critérios, de 1979 a 1987; 3) posterior à atualização dessas normas,⁴ em 1987.

Segundo o método empregado para avaliação, esses trabalhos podem ser subdivididos nos seguintes grupos: a) testes com valores pareados da manobra de capacidade vital forçada (CVF) de indivíduos, com equipamentos em série⁵⁻⁷ ou com a repetição de esforços em tempos diferentes;⁸⁻¹⁵ b) uso de simulações da CVF por equipamentos de descompressão explosiva;¹⁶⁻¹⁸ c) seringas com vazão controlada por computação.^{19,20} Todas as técnicas possuem pelo menos uma das seguintes limitações: não-aplicabilidade do método a todos os aparelhos; presença de ruído no sistema; deficiência de reprodutibilidade das manobras; não-reprodutibilidade da manobra humana. Em acréscimo, antes do estabelecimento dos critérios atuais, foram adotados diferentes métodos de análise dos resultados. Em que pese a existência desses vários métodos e suas limitações, o resultado tem sido constante em detectar instrumentos incapazes de registrar adequadamente a manobra expiratória forçada da capacidade vital.

O objetivo deste trabalho é verificar a qualidade do algoritmo de captura e processamento de dados do programa Spiromatic (SSE) para Windows, uma vez que a utilização da interface Windows altera substancialmente a programação, basicamente realizada em Pascal, além do que, alguns programas fontes em Turbo Pascal 7 foram refeitos em Delphi 6.0. Portanto, um dos objetivos será verificar se o SSE em ambiente Windows alcança os mesmos resultados que o seu predecessor em ambiente DOS, que foi testado quanto à acurácia, frequência de amostragem e filtros com as curvas da ATS^{21,22} e também em conjunto com o conversor analógico-digital (A/D) e o espirógrafo.²³

METODOLOGIA

As curvas preconizadas pela ATS,⁴ agora também ATS/ERS,²⁴ são arquivos de texto, ASCII, que podem ser lidos diretamente pelo programa, ao invés da leitura pelo conversor A/D. A frequência simulada de amostragem é de 100 hertz. Os valores da amostragem são tratados sem a correção a BTPS (temperatura corporal,

pressão ambiental, saturada com vapor d'água), com a utilização da temperatura de 37°C e pressão barométrica de 760 mmHg.

Geralmente, para a eliminação de ruídos do sistema, utilizam-se "alisadores" (*smoothing*), que são filtros que reduzem as variações elétricas. Em que pese as melhorias de aspecto visual, tais filtros promovem um retardo de sinal, por transformar um valor de leitura numa média ponderada de vários outros, que o antecedem ou o sucedem. Os mais empregados são os de polinômios quadráticos, quando os valores atribuídos são quadrados. Por exemplo, a aplicação de um filtro 1/4/1, quadrados de 1 e 2, significa que o valor efetivo, lido naquele tempo, será multiplicado por 4 e somado aos produtos, do valor anterior por 1 e do posterior por 1. Naturalmente, o somatório é dividido por 6. Desta forma, é importante controlar a utilização dos filtros, que nesta verificação estão desligados.

Foram analisados os parâmetros que constam na tabela da ATS,⁴ a saber: capacidade vital forçada (CVF), volume expiratório forçado no primeiro segundo (VEF₁), relação VEF₁/CVF, fluxo expiratório forçado entre 25% e 75% da CVF (FEF_{25-75%}), fluxo expiratório máximo (FEF_{max}) e volume extrapolado (VE), em valor absoluto, em semelhança a trabalho anterior,²² e por meio de entrada de série que o programa tem para leitura de arquivos.

Os valores são representados por suas médias e pelas diferenças máximas encontradas. O teste utilizado para aderência à curva normal foi o de Kolmogorov-Smirnov (KS). A comparação de variáveis contínuas foi feita pelo teste "t" de student, no caso de distribuição normal. Caso contrário, quando p de KS <0,1 foi utilizado o teste não-paramétrico de Wilcoxon. O nível de alfa adotado para rejeição da hipótese de nulidade foi o de 5% ou 0,05.^{25,26}

RESULTADOS

Os valores encontrados com a leitura das 24 curvas podem ser vistos na tabela 1. Nesta se observa que as diferenças são mínimas, em magnitude, e que as diferenças foram não-significativas quando analisadas pelo teste "t" de Student. A faixa testada também pode ser identificada, sendo bastante ampla e representativa da faixa de uso real.

Tabela 1 – Média dos valores de parâmetros espirográficos e diferenças máximas, obtidos pelo programa SSE na leitura das 24 curvas padronizadas, para teste, pela ATS, em confronto com os valores fornecidos pela ATS.

	SSE média	ATS média	Faixa ATS	SSE-ATS max (+) valor	SSE-ATS max (-) valor
CVF (L)	3,908	3,908	1,237-6,000	0	-0,001
VEF ₁ (L)	2,842	2,842	0,922-5,305	0,001	-0,001
VEF ₁ /CVF (%)	73,3	73,3	33,9-91,5	0,1	-0,1
FEF _{25-75%} (L/s)	2,53	2,528	0,531-6,092	0,02	-0,009
FEF _{max} (L/s)	5,582	5,582	1,308-12,132	0,007	-0,006
VE (L)	0,128	0,128	0,13-0,460	0,006	-0,001

capacidade vital forçada (CVF), volume expiratório forçado no primeiro segundo (VEF₁), relação VEF₁/CVF, fluxo expiratório forçado entre 25% e 75% da CVF (FEF_{25-75%}), fluxo expiratório máximo (FEF_{max}) e volume extrapolado (VE).

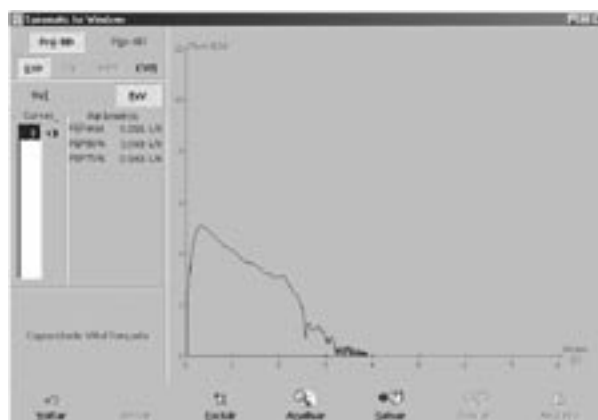
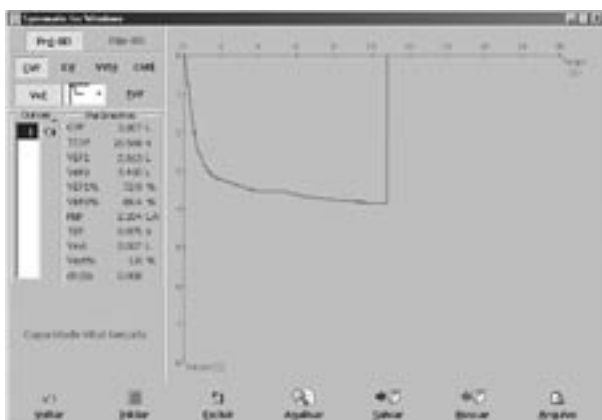


Figura 1 A e B - Registro gráfico da curva V-T (em A) e da curva F-V (em B), utilizando os dados da curva 22 da ATS

Um detalhe que não pode ser observado na tabela, mas que impressiona quando feita a análise gráfica das curvas, é que algumas são de péssima qualidade e com diversas irregularidades, que na prática promoveriam sua rejeição, mas que, no caso em questão, são usadas para indução de algum erro. A curva de número 22, por exemplo, (figura 1 A e B) tem inúmeras interrupções, fluxo zero, com intervalos de tempo variável, que poderiam promover o término do registro da manobra de CVF, se o critério adotado pelo aplicativo fosse de fluxo zero.

DISCUSSÃO

Em que pesem controvérsias a respeito de padronizações,²⁷ as recomendações da ATS^{3,4,21} são amplamente aceitas^{28,29,30} e reconhecidas como meio de reduzir a variabilidade dos testes, seja intraindividual, interindividual ou entre laboratórios,³⁰ mesmo porque estão embasadas em diversos trabalhos preliminares^{3,31-36} e souberam aglutinar os principais interessa-

dos das áreas afim. Além disso, têm demonstrado agilidade nas correções, desde o projeto³³ de 1978, não significando, entretanto, que essas recomendações atuais²³ não estejam sujeitas a novas correções, ou que sejam aplicáveis a todos os países.

A diferença máxima encontrada de 20mL/s para o FEF_{25-75%} mostra que é perfeitamente possível obter resultados acurados com os algoritmos recomendados. A acurácia do valor do FEF_{25-75%} é crítica, uma vez que é dependente da determinação tanto do volume como do tempo, ambos com dois pontos interpolados, aos 25% e 75% da CVF.

A verificação do aplicativo é talvez a mais fácil dentre as que devem ser feitas para o controle de qualidade do laboratório, mas não é permitida pela maioria destes. Erros em aplicativos já foram detectados em cerca de 25% dos equipamentos testados.²⁰

Como conclusão temos que o Spiromatic determina os parâmetros da espirografia com a acurácia requerida pelas normais atuais.²³

REFERÊNCIAS

1. Spriggs EA. The history of spirometry. *Br J Dis Chest* 1978;72:165-80.
2. Bernstein L, Mendel D. The accuracy of spirometric recording at high respiratory rates. *Thorax* 1951;6:297-309.
3. American Thoracic Society. Snowbird workshop on standardization of spirometry. *Am Rev Respir Dis* 1979;119:831-8.
4. American Thoracic Society. Standardization of spirometry: 1987 update. *Am Rev Respir Dis* 1987;136:1285-98.
5. Cox P, Miller L, Petty TL. Clinical evaluation of a new electronic spirometer. *Chest* 1973;63:517-9.
6. Fitzgerald MX, Smith AA, Gaensler EA. Evaluation of "electronic" spirometers. *N Engl J Med* 1973;289:1283-8.
7. Shanks DE, Morris JF. Clinical comparison of two electronic spirometers with a water-seal spirometer. *Chest* 1976;60:461-6.
8. Glindmeyer HW, Anderson ST, Diem JE, Weill H. A comparison on Jones and Stead-Wells spirometers. *Chest* 1978;73:596-602.
9. Kory RC, Hamilton, LH. Evaluation of spirometers used in pulmonary function studies. *Am Rev Respir Dis* 1963;87:228-38.
10. Lapa e Silva JR, Adelino AJ, Cardoso AP, Cabral MDB, Leme A, Bethlem NM. Estudo comparativo entre espirógrafo de campânula e um novo espirógrafo de fole. *J Pneumol* 1987;13:78-82.
11. Pinedo LA, Tavares P. Avaliação comparativa do desempenho do espirômetro de fole Med-Graf 200. *J Pneumol* 1983;9:27-30.
12. Wang CS, Boyington DG, Krumholz RA. Comparison of spirometry measurements using McKesson Vitalor and Collins spirometer. *Dis Chest* 1969;55:258-60.
13. Wever AMJ, Britton MG, Hughes, DTD. Evaluation of two spirometers. A comparative study of the Stead-Wells and the Vitalograph spirometers. *Chest* 1976;70:244-50.
14. Wever AMJ, Britton MG, Hughes DTD, Van Der Plas KH, Wever-Hess J. Clinical evaluation of five spirometers. *Eur J Respir Dis* 1981;62:127-37.
15. Henrique-Costa C, John L, Elabras Fº J, Augusto-Silva C, Cantalice Fº JJ, Rosa-Santos O, Jansen JM. Avaliação das medidas espirométricas de um aparelho com sistema de fole. *J Pneumol* 1990;16(supl 1):40-1.
16. Glindmeyer HW, Anderson ST, Kern RG, Hughes J. A portable, adjustable forced vital capacity simulator for routine spirometer calibration. *Am Rev Respir Dis* 1980;121:599-602.
17. Kangalee KM, Abboud RT, Arkininstall W, Copland G, Glezoz J, Miller G, Sparling J. The use of a flow-volume calibrator and a normal subjects as a biological control to evaluate inter-laboratory variability in lung function tests. *Am Rev Respir Dis* 1987;135:A68.
18. Petusevsky ML, Lyons LD, Smith AA, Epler GR, Gaensler EA. Calibration of time derivatives of forced vital capacity by explosive decompression. *Am Rev Respir Dis* 1980;121:343-50.

19. Gardner RM, Hankinson JL, West BJ. Evaluating commercially available spirometers. *Am Rev Respir Dis* 1980;121: 73-82.
20. Nelson SB, Gardner RM, Crapo RO, Jensen, RL. Performance evaluation of contemporary spirometers. *Chest* 1990;97:288-97.
21. Dias RM, Soares ECC, Chibante AMS. Teste do programa Spiromatic com as 24 curvas de simulação preconizadas pela ATS. *J Pneumol* 1990;16(supl 1):39.
22. Dias RM, Mariné Neto J, Chibante AMS. Influência de filtros e da amostragem sobre os resultados das curvas V-T e F-V com as 24 curvas preconizadas pela ATS. *J Pneumol* 1990;16(supl 1):39.
23. Dias, R. M. Desempenho de sistemas computadorizados de espirografia em uso no Brasil. *J Pneumol* 1995;21, 5,232-236.
24. ATS/ERS Task Force: Standardization of Lung Function Testing: Standardization of spirometry. *Eur Respir J* 2005;26:319-338.
25. GraphPad InStat version 3.01, Copyright 1992-1998. GraphPad Software Inc, San Diego California USA, www.graphpad.com
26. MedCalc© Version 8.1.1.0, Copyright 1993-2005. Frank Schoonjans, [http:// www.medcalc.be](http://www.medcalc.be)
27. Clausen JL. Pulmonary function testing. Guidelines and controversies. Equipment, methods and normal values. New York, Grune & Stratton, Inc, 1984;1-6.
28. Miller A. Pulmonary function test in clinical and occupational lung disease. New York, Grune & Stratton, Inc, 1985;15-51.
29. Morris AH, Kanner RE, Crapo RO, Gardner RM. Clinical Pulmonary Function Testing. A manual of uniform laboratory procedures. Intermountain Thoracic Society, Salt Lake City, 2ª ed, 1984;1-27.
30. American Thoracic Society. Lung function testing: selection of reference values and interpretative strategies. *Am Rev Respir Dis* 1991;144:1202-18.
31. American College of Chest Physicians, Committee Recommendations. The assessment of ventilatory capacity. Statement of the Committees on Environmental Health and Respiratory Physiology. *Chest* 1975;67:95-7.
32. American College of Chest Physicians. Scientific Section Recommendations. Statement on spirometry: a report of the section on respiratory pathophysiology. *Chest* 1983; 83:547-50.
33. American Thoracic Society. Epidemiology standardization project: recommended standardization procedure for pulmonary function testing. *Am Rev Respir Dis* 1978;118(Suppl 2):55-88.
34. Gardner RM, Clausen JL, Crapo RO, Epler GR, Hankinson JL, Johnson Jr RL, Plummer AL. Quality assurance in pulmonary function laboratories. *Am Rev Respir Dis* 1986;134:625-7.
35. Gardner RM, Clausen JL, Cotton DJ, Crapo RO, Hankinson JL, Johnson Jr RL. Computer guidelines for pulmonary laboratories. *Am Rev Respir Dis* 1986;134:628-9.
36. Hankinson JL, Gardner RM. Standard waveforms for spirometer testing. *Am Rev Respir Dis* 1982;126:362-4.