Projeto e implementação de um espirômetro portátil controlado por microcomputador

Armando de Oliveira Fortuna

Sob orientação do
Prof. Dr. Nelson Castro Machado, DCC/IMECC/UNICAMP.

Dissertação apresentada no Departamento de Ciência da Computação do Instituto de Matemática, Estatística e Ciência da Computação da UNICAMP, como parte dos requisitos necessários à obtenção do título de Mestre em Ciência da Computação.

UNICAMP

Campinas, 20 de Março de 1992.

UNICAMP
BIBLIOTECA CENTRAL

PROJETO E IMPLEMENTAÇÃO DE UM ESPIRÔMETRO CONTROLADO POR MICROCOMPUTADOR

Este exemplar corresponde à redação final da tese devidamente corrigida e defendida pelo Sr. Armando de Oliveira Fortuna e aprovada pela Comissão Julgadora.

Campinas, 20 de março de 1992

Prof. Dr. Nélson Castro Machado

Dissertação apresentada ao Instituto de Matemática, Estatística e Ciência da Computação, UNICAMP, como requisito parcial para obtenção do Título de MESTRE em Ciência da Computação.

A meus pais,

que sempre procuraram mostrar-me o melhor caminho a seguir.

Agradecimentos

Ao meu orientador, o Prof. Dr. Nelson Castro Machado, sem o qual este trabalho seria impossível.

Ao Eng. Paolo Limena, pelo auxílio na parte analógica do projeto de *hardware* do protótipo.

Ao Prof. Dr. Tomasz Kowaltowski, pelo apoio recebido.

Ao Prof. Dr. Kamal Ismail e ao técnico Luis Gama, ambos da Faculdade de Eng. Mecânica da UNICAMP, pela assistência no projeto e construção do pneumotacógrafo.

Ao Prof. Dr. Renato Terzi, da FCM/UNICAMP, pelas informações e auxílios forncecidos.

Ao Dr. Edison Alessio, por grande parte das referências médicas relativas aos padrões de normalidade espirométricos.

Ao meu irmão, Dr. Anibal de Oliveira Fortuna, por valiosas sugestões e pelo empréstimo da seringa de calibração de 1 l.

Ao técnico Hélio Antonio C. Ortiz, pelos auxílios na montagem do protótipo.

A Rachel Fávero Antunes, pelas suas sugestões e correções ortográficas.

Resumo

O presente trabalho discute a implementação de um sistema digital controlado por microprocessador, destinado a auxiliar o Pneumologista na análise das condições pulmonares de seus pacientes. O sistema coleta e processa informações a respeito da função pulmonar e do estado das vias aéreas, exibindo de forma conveniente ao médico, o volume expirado e o fluxo médio expiratório.

O sistema espirométrico consiste de um pneumotacógrafo de tela, transdutores de pressão, módulo analógico e módulo digital, incluindo microprocessador, teclado, *display* e *interfaces*, *firmware* e *software* de aplicação. São descritos o projeto e construção de todos os componentes.

O instrumento permite a ligação a uma impressora ou a um microcomputador externo de uso geral.

Abstract

This work presents the design and implementation of a microprocessor-based digital system, to assist the Pneumologist on the analysis of the pulmonary conditions of his patients. The system gathers and processes information concerning the patient's pulmonary function and airway conditions, displaying them in an conveniant way.

This spirometric system contains a screen pneumotacograph, pressure transducers, one analog and one digital module, which includes microprocessor, keyboard, display and interfaces, firmware and application software. The project and construction of all components is discussed.

The system can be connected to a printer or to an external general-purpose computer.

Marcas registradas mencionadas nesta tese.

Vitalograph Compact™ e Vitalograph™ são marcas registradas da Vitalograph Limited.

IBM-PC/XT/AT™ são marcas registradas da International Business Machines.

Apple™ é marca registrada da Apple Computer, Inc.

Epson™ é marca registrada da Epson America, Inc.

Motorola™ é marca registrada da Motorola, Inc.

Meriam™ é marca registrada da Meriam Instrument Company.

Conteúdo

1: Introdução 1

1.1. Apresentação do problema 1

1.2. A filosofia do projeto 2

1.3. Roteiro da tese 3

2: O Pulmão e a Espirometria 5

2.1. Anatomia do pulmão 5

2.2. Mecanismo da troca de gases 7

2.3. Disfunções pulmonares e suas características 8

2.4. Estudo da função pulmonar 11

2.4.1. Grandezas medidas pela espirometria 12

2.4.2. Alterações na função respiratória 14

2.5. Características dos espirômetros 16

2.5.1. Espirômetros eletrônicos 18

2.5.2. Coleta de dados para a avaliação da função pulmonar 20

2.5.3. Pneumotacógrafos de *Fleish* e de tela 22

2.5.3.1. *Pneumotacógrafo de Fleish* *22*

2.5.3.2. *Pneumotacógrafo de tela* *23*

2.5.4. Construção do pneumotacógrafo 24

3: O Hardware do Sistema 26

3.1. O pneumotacógrafo 27

3.2. O módulo analógico 29

3.2.1. Transdutores 30

3.2.2. Características do transdutor utilizado 31

3.2.3. Amplificação analógica 32

3.2.4. Conversão tensão/freqüência 33

3.3. O módulo digital 34

3.3.1. *CPU* 34

3.3.2. Memória estática de acesso aleatório (*SRAM*) 36

3.3.3. Memória não-volátil (*EPROM*) 36

3.3.4. *Interface* serial 37

3.3.5. *Interface* paralela 37

3.3.6. Mostrador de cristal líquido (*LCD*) 38

3.3.7. Teclado 39

4: Programação e Operação do Sistema 41

4.1. Operação típica do sistema 41

4.2. Módulo de *software* do microcomputador externo 43

4.2.1. O programa de cadastramento de pacientes 43

4.2.2. O programa de análise 45

4.2.2.1. Índices de normalidade 48

4.2.2.2. A análise dos resultados 50

4.2.2.3. Comparação de exames e efeito de broncodilatadores 53

4.3. *Software* residente (*firmware*) 54

4.3.1. Estruturação do código 55

4.3.2. Programação dos registradores da *CPU* 56

4.3.3. Aceitação de comandos do usuário 56

4.3.4. Opções de configuração 56

4.3.5. Controle de disponibilidade de memória 57

4.3.6. Realização dos exames 57

4.3.6.1. *Auto-zero de freqüência* *58*

4.3.6.2. *Detecção de início e fim de exame* *59*

4.3.6.3. *Registro do valor de fundo de escala* *60*

4.3.7. Análises e comparações entre exames 61

4.3.8. Envio dos resultados à impressora 62

4.3.9. Comunicação com microcomputador externo 64

5: Desempenho do Protótipo 65

5.1. Análise do pneumotacógrafo 65

5.1.1. Procedimento experimental 66

5.1.2. Equação do pneumotacógrafo 66

5.1.3. Avaliação dos resultados 68

5.2. Análise do módulo analógico 69

5.3. Análise do freqüencímetro 70

5.4. Calibração do protótipo 71

5.4.1. Procedimento experimental 71

5.4.2. Coeficiente de calibração 72

5.4.3. Cálculo do coeficiente R 74

5.4.4. Valor experimental de R 75

5.4.5. Repetibilidade da calibração 76

5.5. Avaliação do fluxo e volume expirados pelo paciente 76

5.6. Comparação entre equipamentos 76

6: Conclusões e Extensões 78

6.1. Conclusões 78

6.2. Extensões de *hardware* 79

6.3. Extensões de *software* 82

6.4. O problema da calibração 82

Bibliografia 117

Apêndices

A: Procedimentos para a Realização dos Exames 85

A.1. Medição da capacidade vital (*VC*) 85

A.2. Medição de capacidade vital forçada (*FVC*) 85

A.3. Outros critérios relativos à execução da manobra espirométrica 86

B: Gráficos Fluxo versus Volume 87

B.1. Visualização do padrão obstrutivo 87

C: Método de Interpretação e Parâmetros Normais 89

C.1. Interpretação dos resultados 89

C.1.1. Padrões obstrutivos 89

C.1.2. Padrões restritivos 90

C.1.3. Inalação de broncodilatadores 90

C.1.4. Espirometria normal 91

C.2. Valores normais expiratórios 92

D: Correções Aplicadas ao Gás Expirado 96

D.1. Conversão ATPS para BTPS 96

D.2. Correções na viscosidade 99

E: Análise do Escoamento de um Fluido 101

E.1. Tipos de escoamento 101

E.2. Elementos restritivos capilares 102

E.3. Elementos restritivos porosos 106

F: Unidades Físicas 109

F.1. Conjunto MLT 109

F.2. Definição das unidade físicas adotadas 109

F.2.1. Força 109

F.2.2. Massa específica 110

F.2.3. Vazão 111

F.2.3.1. *Vazão em massa* *111*

F.2.3.2. *Vazão em volume* *111*

F.2.4. Unidades de pressão 112

F.2.5. Unidades de viscosidade 113

F.2.5.1. *Viscosidade dinâmica ou absoluta* *113*

F.2.5.2. *Viscosidade cinemática* *113*

F.2.5.3. *Viscosidade absoluta de um gás* *114*

F.2.5.4. *Viscosidade absoluta de uma mistura de gases* *115*

F.3. Prefixos de grandezas e seus símbolos 115

Lista de Figuras

Figura 1
A estrutura fractal do pulmão. 6

Figura 2
Esquema das estruturas existentes na parte distal das vias aéreas. 6

Figura 3
A difusão. 7

Figura 4
A perfusão pulmonar. 8

Figura 5
Curva expiratória de um pulmão normal. 9

Figura 6
Padrão respiratório obstrutivo. 10

Figura 7
Padrão respiratório restritivo. 10

Figura 8
Variações máximas permitidas em um teste espiromêtrico. 10

Figura 9
Desenho esquemático de um espirógrafo. 17

Figura 10
Pneumotacógrafo de Fleish (corte). 23

Figura 11
Pneumotacógrafo de tela (corte). ..... 2[illegible]

Figura 12
Diagrama de blocos do sistema. 26

Figura 13
Esquema do pneumotacógrafo projetado e construído como parte da tese. 28

Figura 14
Ângulo interno do adaptador. 29

Figura 15
Diagrama de blocos do módulo analógico. 32

Figura 16
Esquema do teclado do Espirotec I. 39

Figura 17
Tela inicial do programa de cadastro. 44

Figura 18
Exemplo do cadastramento de um paciente. 45

Figura 19
Opções fornecidas no menu principal do programa de análise. 46

Figura 20
Exibição dos registros dos pacientes. 47

Figura 21
Resultado do teste tipo VC. 50

Figura 22
Resultado de um exame tipo FVC. 51

Figura 23
Impressão dos gráficos. 51

Figura 24
Análise feita sobre um teste tipo VC. 52

Figura 25
Análise de um exame tipo FVC. 52

Figura 26
Exibição simultânea do resultado de dois exames durante uma comparação. 53

Figura 27
Melhor valor do FVC e $FEV_{1,0}$. 54

Figura 28
Relatório impresso pelo espirômetro ao fim de um teste tipo VC. 62

Figura 29
Relatório impresso pelo espirômetro ao fim de um teste tipo FVC. 63

Figura 30
Montagem experimental. 66

Figura 31
Curva de calibração do pneumotacógrafo. Gráfico fluxo (l/s) x dp (mmH_2O). 67

Figura 32
Curva fluxo x volume em um pulmão normal. 87

Figura 33
Curva fluxo x volume indicando leve padrão obstrutivo. 87

Figura 34
Curva fluxo x volume indicando padrão obstrutivo moderado. 87

Figura 35
Curva fluxo x volume indicando padrão obstrutivo severo. 88

Figura 36
Distribuição de velocidades no movimento de um fluido viscoso. 103

Figura 37
Escoamento laminar em um tubo. 104

Lista de Tabelas

Tabela 1
Diagrama de blocos do sistema. 27

Tabela 2
Resultados obtidos através dos exames espirométricos. 42

Tabela 3
Informações contidas no cadastro do paciente. 44

Tabela 4
Valores do campo "Info". 48

Tabela 5
Divisões lógicas do software executado pelo protótipo. 55

Tabela 6
Gravidade de disfunção pulmonar obstrutiva. 89

Tabela 7
Grau de intensidade dos padrões restritivos 90

Tabela 8
Melhora após inalação de broncodilatador. 91

Tabela 9
Valores espirométricos normais em crianças de até 12 anos. 93

Tabela 10
Valores espirométricos normais em adolescentes de até 18 anos. 94

Tabela 11
Valores espirométricos normais em maiores de 18 anos. 95

Tabela 12
Valores das constantes para o cálculo da pressão de vapor d'água. 97

Tabela 13
Fatores de conversão ATPS para BTPS. 98

Tabela 14
Aproximação linear para a viscosidade dos gases expirados. 100

Tabela 15
Temperatura de Sutherland para alguns gases. 114

Tabela 16
Prefixos multiplicativos mais comuns. 116

Capítulo 1: Introdução

1.1. Apresentação do problema

Na área de Pneumologia, capítulo da Medicina que estuda a função respiratória e as enfermidades pulmonares, um dos equipamentos fundamentais no auxílio ao diagnóstico e quantificação dessas enfermidades é o *espirômetro*.

Doenças que afetam o pulmão, tais como a asma, o enfisema e a fibrose podem acarretar debilidade física, e em casos críticos, chegam a ser fatais [EST91] [CHER77] [LOR69].

No *espirômetro*, o paciente expira através de um bocal em condições determinadas pelo médico. É medido então o fluxo do ar expirado, e são calculados volumes incrementais e final.

Um *sistema espirométrico* consiste de um espirômetro e dos recursos adicionais de computação, *software* e *interfaces*, que permitem analisar os dados obtidos pelo aparelho, e apresentar parâmetros característicos da função pulmonar e sugestões de possíveis diagnósticos.

Nas mãos de um médico conhecedor de patologia pulmonar, o sistema espirométrico pode indicar com maior precisão e economia de tempo, o tipo de disfunção respiratória que afeta um paciente, e em que grau ela se apresenta. Esse último item é o mais difícil de ser determinado, e só pode ser feito pela comparação de exames sucessivos, expressos em valores definidos de fluxos gasosos.

Os equipamentos de espirometria disponíveis no país são em geral importados e, além do custo relativamente elevado, apresentam problemas de inadequações de seu *software* de análise às características físicas da população brasileira.

Como esse *software* está normalmente em *firmware* e não se tem domínio do sistema, não é factível a adequação de tais aparelhos às nossas necessidades particulares.

Pensando nisto, optamos por desenvolver e construir um sistema de espirometria, por nós denominado de *Espirotec I*.

1.2. A filosofia do projeto

O conjuntos desenvolvido é constituido pelos seguintes módulos:

» o espirômetro propriamente dito, contendo:

- pneumotacógrafo,
- transdutor de pressão diferencial,
- módulo de amplificação analógica e conversão análogo-digital,
- módulo digital, que contém microprocessador, periféricos e *software* residente em *firmware*, para a realização e análise dos exames espirométricos,
- *interface* com microcomputador de uso geral.

» *software* de análise de dados e armazenamento de informações, em um microcomputador de uso geral.

A principal diretriz de projeto é que tanto o *hardware* como o *software* devam oferecer ao médico segurança na análise e facilidade de uso, a nível operacional e em relação ao seu manuseio.

O projeto do *hardware* levou em conta os seguintes pontos:

» facilidade de transporte,

» conexão com micros externos,

» baixo consumo de energia,

» flexibilidade,

» custo acessível,

» facilidade de obtenção dos componentes eletrônicos utilizados.

Um item importante foi a questão da portabilidade, que teve influência em boa parte do projeto. Questões sobre número e tipo de componentes e forma de operação tiveram de ser analisadas levando isto em conta.

Talvez a característica mais marcante do *Espirotec I* seja a sua possibilidade de conexão a um microcomputador externo de propósito geral. Este artifício permitiu uma maior flexibilização do sistema. Em qualquer microcomputador com *software* adequado, *pode-se realizar análises mais completas e variadas*, do que normalmente seria possível em uma

unidade espirométrica compacta. A utilização do microcomputador de uso geral tem a vantagem de propiciar ao médico especialista uma ferramenta útil ao seu trabalho, uma vez que ele pode manipular diretamente os dados colhidos pelo espirômetro, e novas análises podem ser feitas com seus resultados permanentemente armazenados. Esses podem então ser usados em levantamentos estatísticos, através de sua manipulação por *software* específico.

O componente do *Espirotec I* responsável pela coleta do ar expirado e geração de grandeza física que permitirá sua medição é um *pneumotacógrafo*. Este utiliza uma rede de aço muito fina como elemento resistivo ao fluxo gasoso, que gera um diferencial de pressão proporcional ao mesmo.

Este trabalho inclui o projeto e implementação do pneumotacógrafo, bem como a avaliação de seu desempenho em comparação com o de um aparelho importado.

Para a medição do diferencial de pressão fornecido pelo pneumotacógrafo, foi utilizado um transdutor de pressão diferencial integrado em uma só *pastilha*. Esse componente representou uma excelente economia em relação aos transdutores discretos, que além de um maior custo, têm alto consumo de energia e são pouco lineares [COBB74].

O resultado final foi uma unidade portátil e autônoma permitindo que os dados possam ser analisados *in loco* e posteriormente repassados a um microcomputador externo de propósito geral, visando a maior comodidade e flexibilidade na avaliação do estado clínico do paciente.

1.3. Roteiro da tese

O capítulo 2 desta tese apresenta uma introdução à fisiologia pulmonar, acentuando as situações nas quais está indicada a espirometria, e o significado dos resultados obtidos.

Os capítulos 3 e 4 descrevem, respectivamente, a implementação do *hardware* e do *software*.

O capítulo 5 expõe os resultados deste projeto, e o capítulo 6 as conclusões e propostas de extensões a este trabalho.

Os apêndices finais trazem o processo de conversão volumétrica de gases, exemplos de curvas espirométricas, unidades físicas usadas, dedução das equações dos pneumotacógrafos, descrição dos parâmetros para análise da função pulmonar, os índices considerados normais em espirometria e sugestões de procedimentos para realização dos testes respiratórios.

Uma bibliografia relativa à espirometria, análise pulmonar, instrumentação digital e pneumotacografia completa o trabalho.

Observe-se finalmente, que foram largamente utilizadas *notas de rodapé* para explicar o significado de diversos termos médicos, de computação e de mecânica dos flúidos, com o objetivo de facilitar a leitura deste trabalho.

Capítulo 2: O Pulmão e a Espirometria

O desempenho eficiente do pulmão e a permeabilidade das vias aéreas são de suma importância para o indivíduo, pois disto dependem as trocas gasosas necessárias à manutenção da vida [CHER72] [COM62].

Como qualquer outro órgão do ser humano, o pulmão está sujeito a patologias que podem prejudicar seriamente o seu desempenho. O resultado disto é uma *disfunção* respiratória que repercute sobre todo o organismo [GAR87] [COM62] [BELL89] [FRY60]. Já foram feitos estudos sobre o grande número de pessoas afetadas por problemas respiratórios em áreas de reconhecida poluição atmosférica [GAR87]. O pulmão é talvez mais sensível que outras estruturas pois fica diretamente exposto ao meio ambiente. Em vista disso, quaisquer agentes nocivos presentes no ar podem agredi-lo com facilidade [GAR87] [COM62] [FRY60] [CHER72].

Os prejuízos provocados por estas substâncias para a saúde podem inicialmente se apresentar sob a forma de lesões irritativas, causando tosse, secreção e broncoespasmo até evoluirem para estados graves de hipóxia, que facilmente levam a parada cardíaca pela depressão e falência do miocárdio. O coração não consegue desempenhar seu papel sem uma perfeita oxigenação de suas células [COM62] [GAR87] [CHER72].

Fica clara então a importância do clínico poder precisar, com segurança, uma sintomatologia pulmonar e sua provável causa. Além disso, quando diagnosticadas a tempo, as afecções já mencionadas têm maiores chances de serem corretamente tratadas. Como geralmente ocorre na maioria das enfermidades, quanto mais cedo for feito o diagnóstico, mais simples e eficaz será o tratamento e o prognóstico [CHER72] [COM62]. Esse resultado é muito mais previsível quando se tem acesso às informações obtidas com o *espirômetro*.

Outro ponto de aplicação da espirometria é na avaliação da condição pulmonar de um indivíduo que necessite da remoção de parte do pulmão. Estas cirurgias são às vezes realizadas para a eliminação de uma zona do pulmão afetada por câncer ou tuberculose. É importante avaliar em que grau a capacidade respiratória do indivíduo será diminuída, e se ele será capaz de suportar essa redução sem se tornar um *inválido respiratório*.

2.1. Anatomia do pulmão

O pulmão é o principal componente do aparelho respiratório, uma vez que é dentro de suas estruturas que se realizam as trocas gasosas de dióxido de carbono e oxigênio entre o gás atmosférico e o sangue.

O pulmão tem estrutura *fractal* (figura 1), dividindo-se, a partir dos brônquios, em dois grandes orgãos [GOLD90] [COM62]. Cada um dos brônquios por sua vez, se sub-divide em uma série de tubos cada vez menores, até estruturas terminais conhecidas como dutos alveolares e alvéolos (figura 2). Nesta última zona é que tem lugar a maior parte da absorção de oxigênio e a eliminação de dióxido de carbono [WES78]. O conjunto de alvéolos constitue o

tecido nobre do parênquima pulmonar, e representa uma área de 70 a 80 m^2, ocupada por 300 milhões de alvéolos, cada um com diâmetro entre 75 e 300 micra [CAR74].

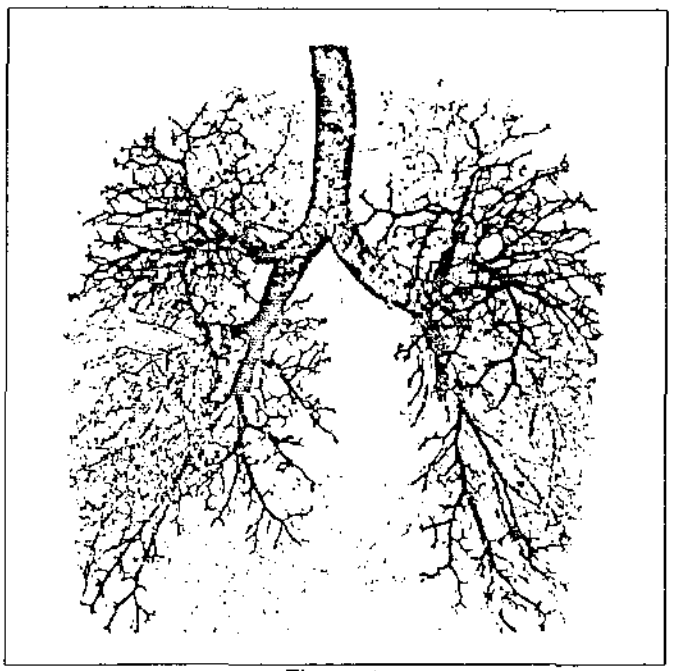

Figura 1
A estrutura fractal do pulmão.

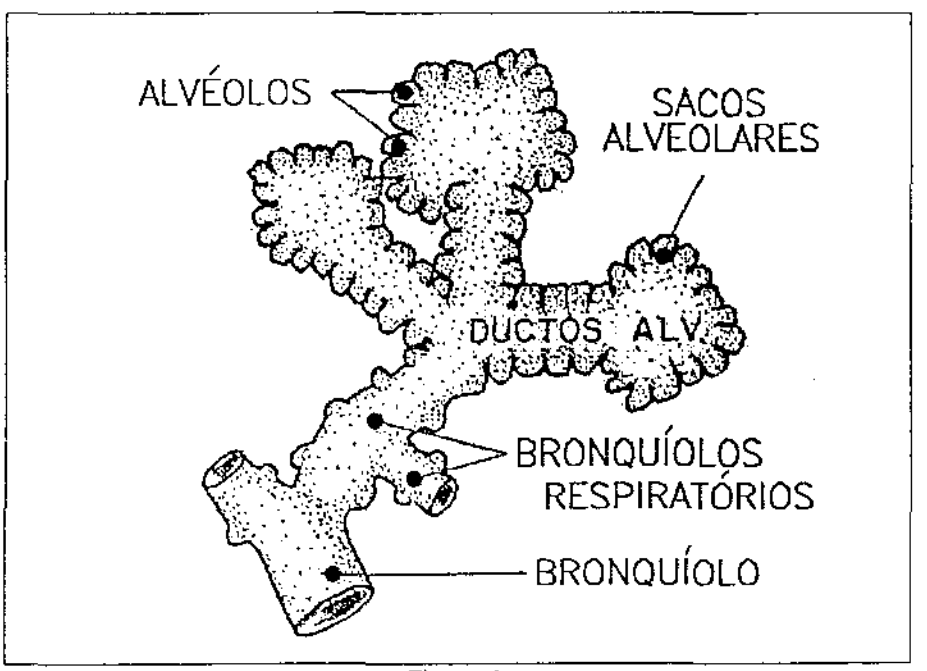

Figura 2
Esquema das estruturas existentes na parte distal das vias aéreas.

Essas trocas gasosas se realizam através da *difusão* de gases (figura 3), a partir de zonas de alta concentração para áreas de baixa concentração (lei de Graham).

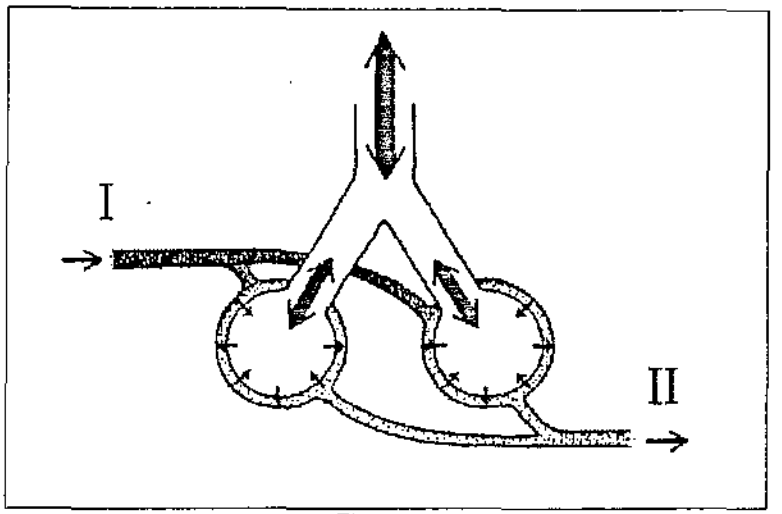

Figura 3

A difusão é o método pelo qual o pulmão realiza as trocas gasosas. O sangue venoso, rico em CO_2, entra em (I) e ao passar pelo alvéolo, perde esse gás por difusão. Recebe em seguida um suprimento de oxigênio também por difusão e deixa o pulmão já como sangue arterial, em (II).

2.2. Mecanismo da troca de gases

Durante o metabolismo celular, há o consumo de oxigênio e a produção de dióxido de carbono (gás carbônico - CO_2). Esse gás deve ser eliminado, e o oxigênio levado às células do corpo.

O processo respiratório se divide em duas etapas bem distintas: *inspiração* e *expiração*.

Na fase de inspiração, ar atmosférico é admitido nos pulmões. O ar inspirado contém cerca de 21% de oxigênio e apenas traços de gás carbônico. Ao passar pelo alvéolo, o sangue carregado de CO_2 perde este gás por difusão, pois a pressão parcial de CO_2 no sangue é maior que a que lá existe. Analogamente, o oxigênio no ar inspirado se difunde para o sangue (onde se dissolve e se combina com a *hemoglobina*), sendo em seguida transportado para todos os tecidos [WES78].

Durante a expiração o CO_2 retirado do sangue é expelido à atmosfera, e novo ciclo respiratório se inicia.

Este processo ocorre contínua e naturalmente no pulmão, mas pode ser prejudicado por diversas patologias. Nestas situações, o espirômetro é um aparelho de extrema valia.

A *perfusão pulmonar* (figura 4) é definida como a quantidade de sangue que passa pelo seu parênquima por unidade de tempo. Má perfusão implica em baixa oxigenação (hipóxia),

e concentrações maiores de CO_2 nos tecidos (*hipèrcarbia*). Esses fatores, quando combinados, provocam depressão do miocárdio, alterações no sistema de condução nervosa do coração (arritmias), podendo levar a *parada cardíaca, seguida de morte* [GAR87] [CHER72].

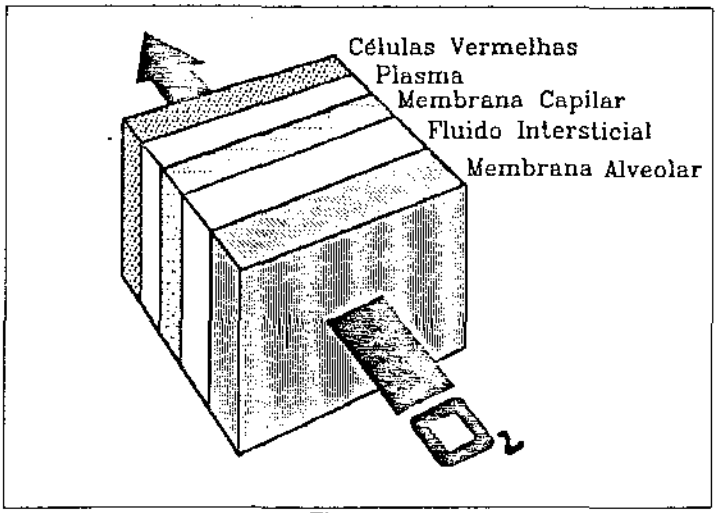

Figura 4
A perfusão pulmonar.

Recentemente, foi publicado um artigo no jornal "O Estado de São Paulo", onde se fazia menção da morte de pacientes causada por crise asmática [EST91]. A conclusão é de que muitas dessas mortes poderiam ter sido evitadas caso houvesse a chance de diagnosticar com antecedência esta enfermidade. O artigo também ressalta a importância dos espirômetros nessa tarefa, como ferramenta para identificação de doenças e avaliação de tratamentos clínicos.

2.3. Disfunções pulmonares e suas características

As doenças pulmonares afetam o desempenho geral do orgão, e por isso podem ser diagnosticadas a partir das alterações que produzem. Essas lesões *modificam* o padrão respiratório do indivíduo, que passa então a exibir outro, característico da patologia. Este novo padrão é classificado de *obstrutivo*, *restritivo* ou uma combinação de ambos.

A curva expiratória de um pulmão normal (volume de ar expirado *versus* tempo de expiração) está representada na figura 5 [BEL89] [GAR87] [COA87] [COM62].

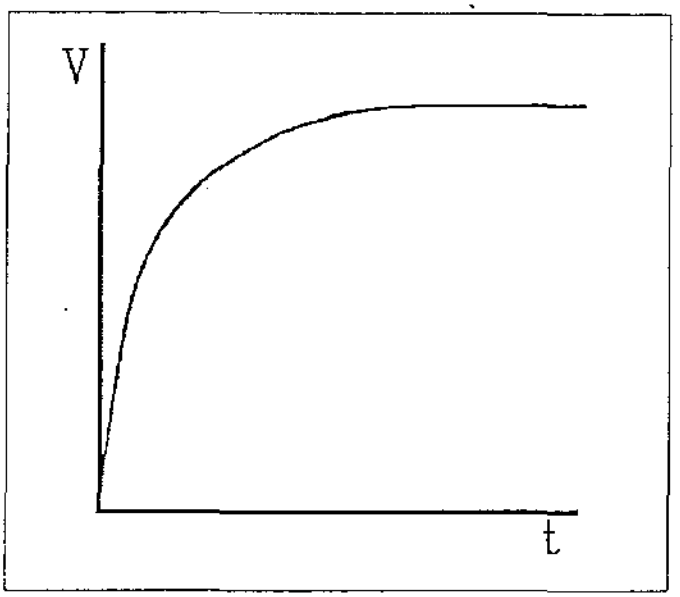

Figura 5
Curva expiratória de um pulmão normal.

V = Volume de ar expirado
T = Tempo de expiração

Um indivíduo adulto normal do sexo masculino consegue exalar cerca de 5.0 litros de ar de seu pulmão, em um tempo médio de seis segundos.

Pode haver uma *obstrução* no sistema respiratório que dificulte a passagem dos gases (em caso de asma), uma *restrição* ao correto movimento de inspiração e expiração do pulmão (fibrose ou uma fratura de costela) ou ainda uma *combinação* de ambos (enfisema) [BELL89] [GAR87].

Obstruções, na sua grande maioria, podem ser melhoradas com a simples inalação de broncodilatadores (*inaloterapia*). Restrições, que seriam a diminuição da amplitude de movimentos do pulmão, podem ser devidas a doenças do parênquima pulmonar, processos compressivos ou das fibras musculares, e exigem tratamentos mais complexos.

Normalmente, determina-se uma obstrução quando o paciente apresenta um *retardo e baixo fluxo expiratório*. Na restrição, registra-se uma *menor variação do volume pulmonar* durante a inspiração ou expiração.

O importante é que restrições e obstruções podem ser detectadas *claramente* por um exame da função pulmonar, sendo o padrão de curvas mostrado nas figuras 6 e 7 [COA87] [GAR87] [COM62] [CHER72].

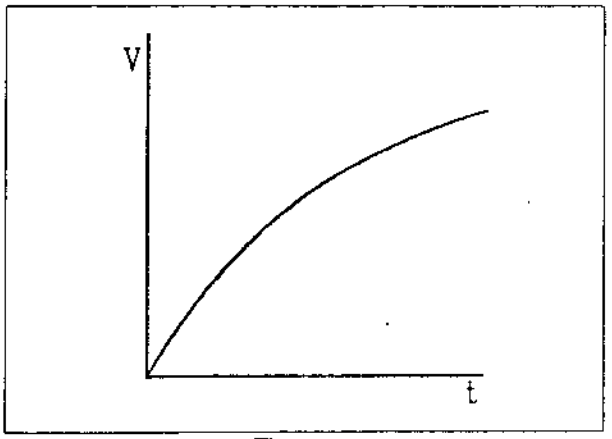

Figura 6
Padrão respiratório obstrutivo.

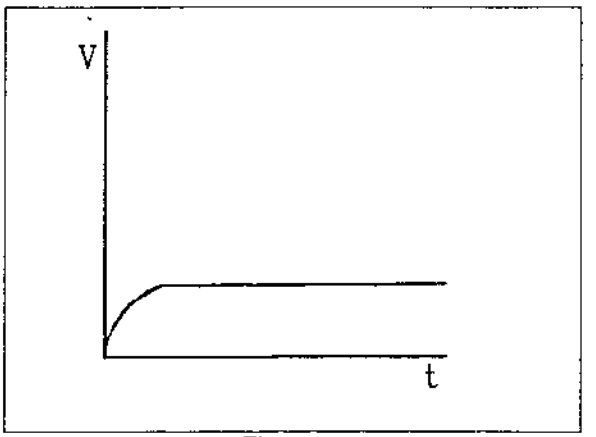

Figura 7
Padrão respiratório restritivo.

É interessante comparar-se as figuras acima com a figura 5, que é a curva obtida com um pulmão normal. Vê-se nitidamente a diferença entre elas.

Curvas fluxo *versus* volume também são importantes em espirometria, especialmente na avaliação do grau de obstrução. Vide apêndice B para exemplos dessas curvas.

O resultado dos testes de função pulmonar (espirogramas) deve ser avaliado baseando-se nos valores aceitos como *normais*, para que algum indício de alterações possa ser detectado.

Existem várias tabelas desses *valores padrões* (baseados no sexo, idade, altura e às vezes, no peso do paciente), que podem ser utilizadas para a verificação da normalidade de um resultado obtido. A escolha de qual conjunto de parâmetros usar fica a cargo do médico, sendo que eles são muito dependente das características físicas da população que se quer avaliar (vide seção 2.4.2.). O que é importante é a *discrepância* (figura 8) entre os valores obtidos e os valores previstos [COM62] [GAR87] [COA87] [CHER77] [GLIN81].

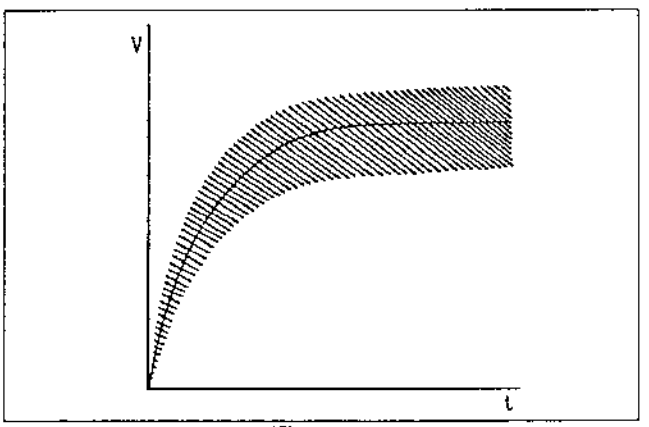

Figura 8
Variações máximas permitidas em um teste espirométrico.

O valor dessa diferença é normalmente definido como 80% do valor normal, isto é, se um paciente apresenta um volume de ar expirado inferior a 80% do previsto, deve-se averiguar com mais detalhes se há ou não alguma lesão no sistema respiratório. Infelizmente, esse índice de 80% *é arbitrário* e não tem nem justificativa estatística nem fisiológica. Ele implica que todas as funções em fisiologia pulmonar têm uma *variância* em torno do valor previsto numa porcentagem fixa, o que não é necessariamente verdade [SOB79].

Tomemos como exemplo o fluxo de 4,37 l/s do $\mathbf{FEF_{25\%-75\%}}$ (vide seção 2.4.1.), para indivíduos adultos normais do sexo masculino e o seu desvio padrão (1,1), de acordo com Leuallen e Fowler [LEU55]. O valor estatístico do limite inferior da região normal seria 4,37 menos 2,2 (2 vezes o desvio padrão), o que resulta em 2,17 l/s, ou seja, 50% do previsto. Aplicando-se o fator de 80% sobre o valor de 4,37 l/s, obtemos o menor valor *normal* igual a 3,50 l/s. Assim, caso se use essa regra empírica, estaremos colocando todos os pacientes com $FEF_{25\%-75\%}$ entre 3,5 l/s e 2,17 l/s na zona de disfunção, quando pelo critério estatístico *eles são normais*.

As críticas que têm sido feitas a essas regra dos "80%" como limite inferior do normal, podem ser também aplicadas no uso de *porcentagens* como indicadores do grau de alteração da função respiratória. Um paciente que expire 75% do seu valor previsto de $\mathbf{FEV_{1,0}}$ (vide seção 2.4.1.) terá um grande desvio caso seja um jovem adulto, ou pode se encaixar na zona de normalidade, caso seja um indivíduo de idade avançada. Em seu trabalho, Sobol propõe uma forma de "normalização" dos valores previstos, de forma a que os "80%" passem a se tornar estatisticamente válidos [SOB79].

Todos os trabalhos consultados porém, se referem a pequenas variações em torno desses "80%" de normalidade, inclusive a obra de Steven, que nos fornece um procedimento bem completo para o estudo da função pulmonar [STE75].

Além das curvas de volume *versus* tempo, podem ser obtidos vários outros dados sobre o *desempenho geral* do pulmão e vias aéreas. Eles aparecem como taxas expiratórias de fluxo e volume, registrados em vários instantes distintos após o início da expiração [COM62] [ENG62] [GAR87] [RUP82].

2.4. Estudo da função pulmonar

Para o estudo da função respiratória foram desenvolvidas uma série de provas que fornecem dados e parâmetros a ela relacionados, baseados em testes que avaliam a entrada e saída de gases do pulmão [GAR87] [CHER72] [BELL89] [COM62] [FRY60] [LOR69] [RUP82] [KER67]. As informações obtidas esclarecem muitas síndromes complexas que podem afetar o pulmão e as vias aéreas. A gravidade dessas patologias não pode ser determinada sem a ajuda desses testes, o que torna desejável a existência de um aparelho que os execute de maneira prática, precisa e confiável.

A verificação da função pulmonar do paciente a intervalos regulares permite, entre outras coisas, o acompanhamento da enfermidade, a análise sobre a eficácia de um eventual tratamento e o prognóstico de sua evolução. Como os resultados dos testes são expressos em

curvas ou quantidades, não são necessários outros procedimentos para uma conclusão definitiva [GAR87] [COA87] [LOR69].

Basicamente, a espirometria visa avaliar as características da função pulmonar de um indivíduo, isolando ou particularizando determinado tipo de patologia respiratória.

Como em todo exame, a interpretação e o diagnóstico final ficam a critério do médico, que dispõe de outros dados clínicos para a sua avaliação. Os dados obtidos são usados apenas para auxiliar a comprovação ou rejeição de uma determinada hipótese diagnóstica.

Pode-se então afirmar que a espirometria fornece orientação fundamental nos vários aspectos da doença respiratória (*DR*) [GAR87] [COM62] [LOR69]. Assim, temos:

» **diagnóstico** da *DR*. Quanto mais precoce isto for feito, tanto melhor para o enfermo,

» **controle** da evolução da *DR*,

» **determinação** do tipo de patologia presente,

» **tratamento** da *DR*, baseado nos resultados e na avaliação clínica do indivíduo: cirurgia, inaloterapia (inalação de medicamentos como aerosóis), exercícios respiratórios, etc.,

» **prognóstico** sobre a progressão da *DR*, baseado em dados objetivos e concretos.

2.4.1. Grandezas medidas pela espirometria

Existem vários tipos de provas pulmonares, variando desde testes de aplicação rotineira, até exames utilizados somente em casos mais graves e específicos. O *Espirotec I* é capaz de medir e avaliar os principais parâmetros respiratórios exigidos pelos especialistas na área de Pneumologia. Esses parâmetros são definidos pela *American Thoracic Society* (ATS) [AMER87]:

» **VC** - (*Vital Capacity*): É o volume máximo exalado a partir do ponto de máxima inspiração. Este exame é também denominado de Capacidade Vital "lenta"* ou "estática", sendo expresso em litros BTPS.**

---

* *Slow Vital Capacity.*

** *Body temperature, ambient pressure, (air) saturated with water vapour.*

» **FVC** - (*Forced Vital Capacity*): Volume total de ar exalado com um esforço expiratório máximo. É o mesmo que o **VC**, só que realizado pelo paciente com o máximo esforço possível. Também denominado teste de Capacidade Vital "dinâmica" ou "rápida". Expresso em litros BTPS.

» **FEV_t** - (*Timed Forced Vital Capacity*): O volume de ar expirado desde o início da expiração até o tempo "t", em segundos. São muito utilizados os valores de **$FEV_{0,5}$**, **$FEV_{1,0}$** e **$FEV_{3,0}$**. Expresso em litros BTPS.

» **$FEF_{25\%-75\%}$** - (*Mean Forced Expiratory Flow*): Fluxo expiratório *médio* obtido durante o *FVC*, calculado entre 25% e 75% do tempo expiratório total. Tinha a antiga denominação de MMEF (*Maximal Mid-Expiratory Flow*). Expresso em litros por segundo (BTPS).

» **MVV** - (*Maximal Voluntary Ventilation*)*: O máximo fluxo de ar exalado em um período de tempo, através de manobras respiratórias profundas e rápidas, com uma determinada freqüência. Isto é feito através de hiperventilação voluntária, por 10 a 15 segundos. Para a sua execução, é necessário que o indivíduo *inspire* e *expire* através do pneumotacógrafo. É raramente executado, uma vez que existe o perigo de *contaminação* e perda de consciência em pessoas que já apresentem problemas respiratórios agudos. Isto ocorre devido à resistência imposta pelo pneumotacógrafo à passagem do ar durante a inspiração, causando fadiga. Quando é necessário, pode-se substituir seu valor por uma estimativa indireta, dada pelo produto 37,5 * **$FEV_{1,0}$** [GAR87]. É expresso em litros BTPS por minuto.

» **$FEV_{1,0}$/FVC** - Conhecido como *Índice de Tiffeneau*. É o quociente entre o volume de ar expirado durante o primeiro segundo e o volume total de ar exalado [TIFF52].

Note-se que os volumes são medidos à temperatura do pneumotacógrafo, normalmente suposta ser igual à ambiente, isto é, em ATPS.** Assim sendo, esses volumes têm que ser corrigidos para BTPS, de acordo com as fórmulas contidas no apêndice D [AMER87] [NUNN87].

Existe uma diferença sutil entre a capacidade vital *forçada* (*FVC*) e a capacidade vital (*VC*). Essencialmente, divide-se a espirometria em medições "dinâmicas" dos volumes pulmonares e em medições "estáticas". As primeiras (*FVC*) são realizadas com o máximo esforço possível pelo paciente, enquanto as outras (*VC*) são feitas sem essa exigência, o que normalmente aumenta o tempo de expiração.

---

* Valor não medido diretamente pelo espirômetro.

** *Ambient temperature, ambient pressure, (air) saturated with water vapour.*

Em indivíduos sadios, as medidas estáticas e dinâmicas resultam em valores aproximadamente iguais de volume. Em alguns casos, porém, quando se realiza a prova de *FVC*, pode-se obter um volume total expirado *menor* que o obtido na prova de *VC*. Isso é causado por um fenômeno conhecido com *air-trapping*,* definido como um fechamento prematuro das vias aéreas periféricas, devido ao esforço expiratório do paciente. Também há uma maior incidência de bronco-espasmos em alguns pacientes quando estes realizam a prova de *FVC*.

A análise do padrão obstrutivo é feita durante a execução do teste "dinâmico" (*FVC*), enquanto que o padrão restritivo geralmente é aferido após a prova "estática" (*VC*), *embora* possa também ser avaliada pelo *FVC*.

Assim, pode-se afirmar que *obstruções* são representadas por *baixos fluxos* e as *restrições*, por *baixos volumes* pulmonares [GAR87].

2.4.2. Alterações na função respiratória

Os parâmetros da função respiratória variam bastante do normal em pessoas com padrões respiratórios obstrutivos e/ou restritivos [GLIND81].

A capacidade vital (VC) guarda uma boa correlação com a *complacência pulmonar*.** O indivíduo que tem boa capacidade vital tem boa complacência. Aquele que tem capacidade vital reduzida, tem má complacência. É preciso não esquecer que a melhor complacência *não é a maior*, mas a *certa*. Uma complacência excessivamente elevada é tão nociva quanto uma muito baixa. Um parênquima pulmonar que se deixa distender com grande facilidade facilita a inspiração mas, em contrapartida, por se retrair com dificuldade, prejudicando a expiração. É o caso do enfisematoso, que luta para conseguir esvaziar seu pulmão.

O contrário ocorre com pacientes que têm a complacência diminuída, como os fibróticos. Estes têm dificuldade no tempo inspiratório [RIG78].

Já o volume de ar expirado no primeiro segundo ($FEV_{1,0}$), da prova de capacidade vital forçada (*FVC*), guarda uma correlação negativa com a resistência das grandes vias aéreas. Um valor de $FEV_{1,0}$ *elevado* corresponde a uma *baixa* resistência, e vice-versa. O resultado do $FEV_{1,0}$ para um adulto normal é superior a três litros. *Fumantes* considerados "normais" situam-se, freqüentemente, *entre dois e três litros*. Os bronquíticos francos, mas ainda

---

* Em português, *alçaponamento de ar*.

** A complacência é uma medida da maior ou menor facilidade com que o pulmão se deixa encher em face de uma determinada pressão de insuflação.

ambulatoriais, tem $FEV_{1,0}$ entre um e dois litros. Abaixo de um litro estão os inválidos respiratórios, geralmente internados em hospitais.

O $FEV_{1,0}$ pode estar diminuído em pacientes sem alteração da resistência brônquica mas com patologia *restritiva* (tal como fibrose pulmonar). Nestes casos a capacidade vital forçada está bem reduzida (não raro abaixo de *50% do previsto*). Assim, mesmo que o paciente expire toda a sua capacidade vital em um segundo, o valor absoluto de $FEV_{1,0}$ estará diminuído. Para evitar esta causa de erro é conveniente que o $FEV_{1,0}$ seja igualmente expresso em termos porcentuais do valor da capacidade vital forçada (FVC), tal como foi proposto por Tiffeneau [RIG78] [TIFF52].

A relação $FEV_{1,0}/FVC$ (*índice de Tiffeneau*), é útil para distinguirmos *restrições* ($FEV_{1,0}/FVC$ maior que o normal) de *obstruções* ($FEV_{1,0}/FVC$ menor que o normal). No entanto, pode ser de pouca valia quando ambos os padrões estão presentes. Nessas circunstâncias, há uma queda tanto do $FEV_{1,0}$ como do FVC, de forma que seu quociente indica um valor normal [CAR74].

Já a porção média da curva expiratória da capacidade vital forçada (trecho compreendido entre 25% e 75% do tempo expiratório total), permite o cálculo do *fluxo médio expiratório forçado* ($FEF_{25\%-75\%}$). Este avalia tanto a resistência das grandes quanto das pequenas vias aéreas. Talvez por isso seja um teste que, como regra, se altera mais precocemente e com mais intensidade que o $FEV_{1,0}$ [RIG78].

Outro volume habitualmente medido é o $FEV_{3,0}$, que costuma ser também relacionado com o FVC. Em indivíduos normais, cerca de 75% da capacidade vital é expirada no primeiro segundo (volume correspondente a $FEV_{1,0}$), e aprox. 95% até o terceiro segundo (correspondente a $FEV_{3,0}$). A diminuição desses índices assinala um padrão *obstrutivo*. Quando a prova é realizada em paciente com sinais de asma brônquica, a administração de substância broncodilatadora pode debelar o quadro obstrutivo [CAR74].

Além do sexo, idade e altura do indivíduo, alguns outros fatores podem causar alterações no valor da função respiratória, a saber [CLA89]:

» **Peso**: no início, um aumento de peso corporal leva a um acréscimo do valor da função respiratória (efeito da musculatura), mas em um segundo tempo, com a continuidade do aumento de peso, causa uma redução (efeito da obesidade).

» **Raça**: atualmente é difícil afirmar com certeza o grau de fidelidade dos valores da função pulmonar para indivíduos não-brancos. Alguns estudos mostram diferenças de até 23% nos valores previstos para pacientes brancos.

» **Postura**: o fato do paciente estar sentado ou de pé durante o exame, pode provocar variações nos volumes pulmonares registrados, embora na média, elas sejam pequenas.

» **Fumo**: o fato do paciente ter fumado ou ainda fumar provoca alterações da ordem de até 10% nos valores de **FVC** e $\mathbf{FEV_{1,0}}$.

» **Exposições ambientais**: a não ser que o indivíduo fique normalmente exposto a um nível alto de poluição atmosférica, normalmente não há decréscimo significativo nos valores da função pulmonar em pessoas expostas à poluição crônica (como nas grandes cidades).

» **Altitude**: o efeito da mudança de altitude se mostra claro na variação dos valores de $\mathbf{FEV_{1,0}}$ e $\mathbf{FEF_{25\%-75\%}}$, embora o resultado de **FVC** se mantenha praticamente constante.

» **Profissão**: em músicos que tocam instrumentos de sopro e atletas, às vezes são feitas correções nos volumes pulmonares. Mas isso ainda é um caso em aberto.

Devemos lembrar que é relativamente simples diferenciarmos pacientes que apresentem padrões restritivos e/ou obstrutivos severos, de indivíduos normais. O objetivo maior da realização periódica de testes espirométricos é detectar *o mais precocemente possível* pessoas que apresentem sinais de redução na função respiratória, para que no futuro, complicações mais sérias possam ser previstas ou evitadas.

2.5. Características dos espirômetros

Existem dois tipos de espirômetros: os que medem apenas o volume expirado, geralmente mecânicos, e os que determinam fluxos, normalmente eletrônicos.

Os mecânicos (também conhecidos como *espirógrafos*), são normalmente do tipo *cuba invertida* (Collins, Stead-Wells), na qual o indivíduo expira e a leitura do volume é feita diretamente, através do deslocamento visual da cuba. Apesar de mais precisos, *normalmente** não permitem a medição do fluxo de ar expirado, item importante no esclarecimento de algumas disfunções respiratórias. Em alguns modelos, a pessoa *expira* e *inspira*, enquanto ligada ao aparelho.

* Somente modelos avançados destes equipamentos é que permitem a medição de fluxo instantâneo, porém contam com outros sistemas especializados de medição além da *cuba invertida*.

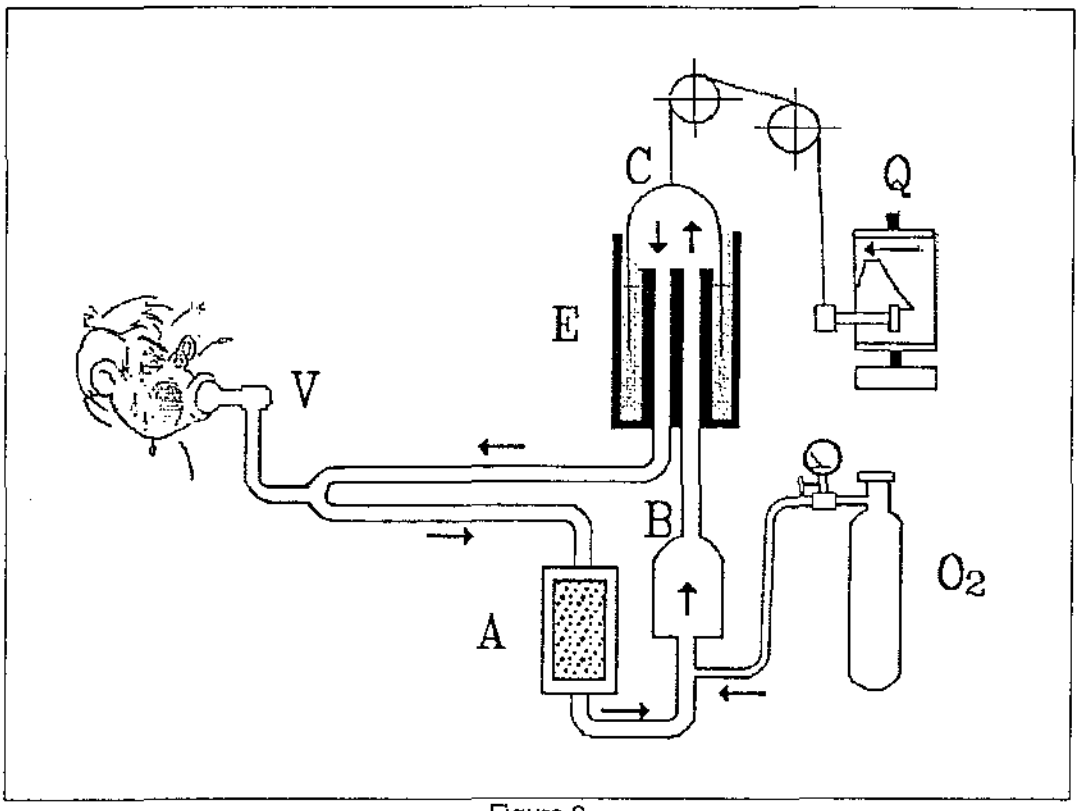

Figura 9
Desenho esquemático de um espirógrafo.

O espirógrafo (vide figura 9), opera da seguinte forma: a boca do indivíduo é conectada à válvula "V" por meio de uma peça de borracha, mantendo-se as narinas ocluidas com uma pinça própria. A inspiração abaixa a campânula "C", imersa em um cilindro "E" cheio d'água. Os movimentos da campânula são registrados no quimógrafo "Q". O ar expirado é conduzido através do absorvedor de CO_2 no recipiente "A". O trânsito de ar pelo aparelho é facilitado pela bomba "B"; o cilindro de O_2 repõe oxigênio para o circuito a medida que ele é consumido [CAR74].

Já os *espirômetros eletrônicos* geralmente medem o *fluxo* de ar expirado e, a partir deste, obtêm o volume. Esse tipo de medição implica em uma integração numérica (fluxo *versus* tempo), que pode ser conseguida através de *software*, presente em um microcomputador, não necessitando de um integrador analógico específico para esse fim. Além do mais, via *software*, pode-se introduzir tabelas de padrões de normalidade no espirômetro eletrônico, propiciando ao clínico uma ferramenta muito poderosa na avaliação de indivíduos portadores de certas enfermidades respiratórias [MÜL68] [NEL90]. Geralmente, os espirômetros eletrônicos são de menor porte e mais portáteis que seus similares mecânicos.

2.5.1. Espirômetros eletrônicos

A partir deste ponto, restringiremos nossa discussão aos espirômetros eletrônicos, daqui em diante simplesmente denominado de *espirômetro*.

Conforme já mencionado, uma de suas principais vantagens é a portabilidade, pois muitos espirômetros são empregados em ambiente hospitalar, onde é preciso examinar a condição de pacientes distribuídos em suas várias dependências (ambulatórios, quartos, salas de cirurgia, entre outras). Além disso, os resultados podem ser obtidos rapidamente e sem perda de confiabilidade, para que melhor reflitam o estado clínico do indivíduo [GAR87].

Chegamos assim às duas primeiras características desejáveis em um espirômetro: que seja portátil e ao mesmo tempo, rápido e preciso na obtensão dos dados exigidos.

Uma terceira qualidade, derivada das anteriores, é a que ele deva ser autônomo, isto é, não necessitar de equipamentos externos para operar (fonte de energia, dispositivos para controlá-lo, entre outros), uma vez que não é prático transportar múltiplos aparelhos dentro de um hospital. A alimentação através de baterias é ideal, e ligação à corrente *CA** (domiciliar) também deveria ser possível, nos locais onde a unidade possa ficar fixa.

Já foi estabelecido que um espirômetro é um excelente candidato instrumento para ser controlado por microprocessador, que assumiria o encargo da supervisão do sistema, aquisição e processamento dos dados.

Para a apresentação dos resultados, o aparelho deve conter um monitor de vídeo ou *mostrador de cristal líquido*** onde os valores obtidos são imediatamente visualizados, além de ser capaz de conectar-se a uma impressora externa (onde se obtém um registro permanente). Nos espirômetros mecânicos, as informações são registradas em cilindros rotativos de papel, o que impõe sempre problemas de calibração e portabilidade, em virtude de seu volume e sistema de registro mecânico [HILL70] [FRY57].

Outra característica desejável é a possibilidade de conexão do espirômetro a equipamentos externos, particularmente microcomputadores de uso comum. Como a grande maioria dos espirômetros modernos são digitais e autônomos, eles possuem sua programação em memória não volátil (*ROM* ou *EPROM****). Dessa forma torna-se quase

---

* Corrente *A*lternada.

** Em inglês *LCD - Liquid Cristal Display.*

*** Memórias que não podem ser alteradas via escrita de dados e que preservam seu conteúdo mesmo quando não alimentadas por tensão elétrica.

impossível alterar os parâmetros usados e os tipos de análises feitas. Não há a possibilidade de se manipular os valores obtidos de maneira flexível. Estando o espirômetro conectado a um microcomputador, torna-se viável processar os dados de formas diferentes das que estão programadas na unidade. O manuseio desses dados torna-se mais simples uma vez que o programa não está em *EPROM* (ou *ROM*), e portanto pode ser modificado pelo usuário. Essa facilidade expande consideravelmente o campo de ação destes aparelhos, pois novas hipóteses sobre a ventilação pulmonar humana podem ser verificadas e estudadas mais facilmente. Tais testes podem exigir operações estatísticas ou análises clínicas mais complexas dos dados registrados, que são realizadas com muito mais liberdade em um microcomputador externo onde programas podem ser convenientemente modificados, incluindo-se também o recurso da utilização de sofisticados pacotes para análise estatística, *curve-fitting*, entre outros [GOLD90] [PEA77].

Dessa forma, optamos dotar o *Espirotec I* de uma *interface* padrão na indústria de microcomputadores (*serial RS-232-C*), associada a programas adequados ao recebimento, processamento, exibição e armazenamento dos dados em qualquer microcomputador portador de *interface* compatível.

Uma outra qualidade importante é a *simplicidade de operação*, uma vez que ele será manipulado por pessoas geralmente sem formação na área de informática ou de engenharia. A manutenção rotineira, limpeza e calibração, também devem ser fáceis, podendo ser realizadas pelos próprios operadores.

No que diz respeito a contaminações biológicas e choques elétricos, o instrumento deve ser seguro tanto para o indivíduo que o usa, como para a pessoa que o opera. Essas duas últimas características não devem ser de modo algum subestimadas, pois o receio de usar um equipamento é pior que não tê-lo. Não se deve esquecer que mesmo pequenas descargas elétricas podem ser fatais para portadores de marca-passo cardíaco [HIL70].

Resumindo, um espirômetro eficiente e prático deve possuir as seguintes qualidades [GAR87]:

» **baixo custo,**

» **construção sólida,**

» **portabilidade,**

» **autonomia,**

» **precisão,**

» **facilidades de conexão a sistemas externos,**

» **segurança elétrica,**

» **simplicidade no manuseio e calibração confiável,**

» **limpeza fácil,**

» **visualização rápida dos resultados,**

» **registro permanente de todos os dados importantes (impressão).**

No Brasil, como em alguns outros paises do 3º mundo, infelizmente o emprego do espirômetro no dia-a-dia dos médicos é muito reduzido, apesar de ser um equipamento de grande valia [GAR89]. Esse pouco uso é sobretudo devido ao preço proibitivo dos modelos existentes, que na sua maioria são importados. Torna-se clara então a necessidade de se projetar e construir no País um equipamento que satisfaça tanto quanto possível as especificações acima mencionadas, para que se torne também entre nós, um instrumento de uso rotineiro para médicos e pesquisadores da área de Pneumologia.

2.5.2. Coleta de dados para a avaliação da função pulmonar

Quando se deseja avaliar a função respiratória de um indivíduo, é necessário no mínimo, medir o fluxo de ar expirado e seu volume total.

Como estamos utilizando um sistema digital para o processamento de informações derivadas do fluxo, é preciso que sejam fornecidos os valores numéricos desta função (a curva volume *versus* tempo). O ideal seria que o próprio aparelho fosse capaz de coletar esses dados, afim de minimizar os riscos de erros inerentes à toda entrada manual de informações.

Existem vários métodos para a medição de fluxo, cuja escolha depende do tipo de fluido em questão, além da grandeza física usada na medição do fluxo [BAK69] [FRY57] [FRY66]. Fatores como geometria do sistema, viscosidade, temperatura e densidade do fluido influenciam na escolha do modo mais adequado de medição [SWA82] [COBB74].

Em seu artigo, Baker propõe a medida da *impedância** do corpo para a monitoração ventilatória, durante a cirurgia de pacientes [BAK69]. O método parece desempenhar muito bem sua função, mas é restrito a essa finalidade, não sendo prático para exames rotineiros nem para informações mais detalhadas sobre a função respiratória, em virtude do equipamento auxiliar necessário.

Já Gundersen propõe o emprego de um *termopar* conectado ao indivíduo, e ligado a um aparelho de *eletrocardiografia* ou a um *osciloscópio*. Essa técnica apresenta dificuldades

* No caso específico, resistência do corpo humano à passagem por ele de uma corrente elétrica.

semelhantes aos da proposta por Baker, pelo fato de não ser portátil e exigir a fixação de termopares perto da boca e nariz, tornando complicada a própria preparação dos testes. Além disso, tem a desvantagem de não permitir análises tão refinadas como as possíveis através da medição direta do fluxo e/ou volume expirado [GUN70].

Com rotâmetros se pode também medir o fluxo, e assim o volume expirado. Em recentes testes realizados por Nelson et al., no entanto, ficou demonstrado que esse não é um método preciso, devido a erros induzidos nas medidas (alguns superiores a 30%) [NEL90] [YEH87]. Dificuldades semelhantes são observadas em sistemas que usam anemômetros de fio quente.

Existem ainda medidores de fluxo baseados no princípio da *perda de carga* de um fluido: quando este passa através de uma restrição ou um tubo condutor com a seção reta alterada, produz-se uma variação da pressão do fluido sobre a parede do condutor. Medindo-se a diferença de pressão entre um ponto anterior à restrição, e outro posterior, pode-se determinar o fluxo presente.

Dois modelos que utilizam esse princípio são o *tubo de venturi** e a *placa de orifício*. Contudo, devido aos baixos fluxos encontrados em espirometria, esses dispositivos não são adequados. A razão disso é que o valor do fluxo nesses dispositivos é proporcional à $\sqrt{\Delta p}$,** o que significa que uma variação de 3:1 em Δp corresponde a uma alteração de 10:1 no fluxo. Como geralmente um instrumento que mede Δp se torna bastante impreciso abaixo de 10% de seu fundo de escala (com algumas excessões), isso restringe a utilidade desses dispositivos [DOE83] [BIN61] [DEL89].

Um outro tipo de medidor de fluxo baseado em perda de carga, é o *pneumotacógrafo*. Sua geometria e a natureza da restrição ao fluxo são tais que o Δp obtido passa a ser linearmente proporcional ao mesmo. O trabalho de Nelson et al. demonstrou que equipamentos que utilizam pneumotacógrafos, cujos elementos resistivos são tubos ou retículos, apresentam desempenho muito bom na medição de fluxo. Nesses aparelhos, ao contrário do *tubo de venturi*, a variação da pressão é sensivelmente linear com o fluxo ($\Delta p \propto \dot{V}$). Dessa forma, podemos substituir a medição direta do fluxo por outra, bem mais simples, a do diferencial de pressão causado pela passagem do ar através da obstrução [POL62]. Este dispositivo de medição foi introduzido em espirometria pelo médico alemão Dr. A. Fleish em 1925 [FLE25].

O pneumotacógrafo tem a vantagem de permitir operação fácil, associada a boa eficiência. Realizando medidas apenas através da expiração ou inspiração do paciente, pode ser ligado diretamente à máscaras faciais, inclusive durante cirurgias ou terapias que exigem

---

* Para maiores detalhes sobre os vários métodos de medição de fluxo, vide [DEL89].

** Δp é a diferença de pressão registrada entre as duas tomadas de medição, uma anterior e outra posterior ao elemento resistivo.

monitoração contínua [GREN66a]. Quando porém se quer tomar apenas medidas de rotina, basta simplesmente que o paciente expire pelo pneumotacógrafo para que o fluxo seja registrado.

A variação de pressão obtida pela obstrução do pneumotacógrafo, assim como em outros medidores de fluxo, tem valores que dependem fundamentalmente deste. Daí, sua calibração deve ser feita sob diversos fluxos conhecidos, visando a obtenção de leituras corretas durante sua operação normal [GREN66b] [HOB67] [TUR73] [HER66].

Espirômetros que utilizam pneumotacógrafos com elementos obstrutivos capilares ou porosos, podem substituir os métodos anteriormente descritos com vantagens, desde que sejam tomados alguns cuidados básicos com a calibração e limpeza [GREN66a] [GREN66b]. Essas decorrem principalmente de não demandarem qualquer preparação complicada para os testes (*set-up*), além de fácil manutenção e operação.

2.5.3. Pneumotacógrafos de Fleish e de tela

São basicamente de dois tipos os elementos obstrutivos presentes nos pneumotacógrafos atuais: o de *Fleish* (série de túbulos capilares paralelos) e o que utiliza uma rede ou tela (material poroso), com cerca de 400 furos por polegada (f/p) (*400-mesh screen*) [FLE25] [FRY57] [COBB74] [WEB78] [SILV50] [LIL50].

2.5.3.1. Pneumotacógrafo de Fleish

O pneumotacógrafo mais difundido e conhecido é o de *Fleish* (figura 10). Neste, a obstrução é normalmente constituída por duas finas lâminas de metal enroladas em espiral, formando um conjunto de tubos de pequeno diâmetro (de 0.8 mm a 3.0 mm), que têm como função tornar laminar o fluxo gasoso. Isso contribui muito para que a perda de carga seja linear com o fluxo. Geralmente este conjunto restritivo é aquecido para evitar a condensação de vapor d'água proveniente do ar expirado [TUR73] [FRY57] [COBB74] [WEB78] [POL62].

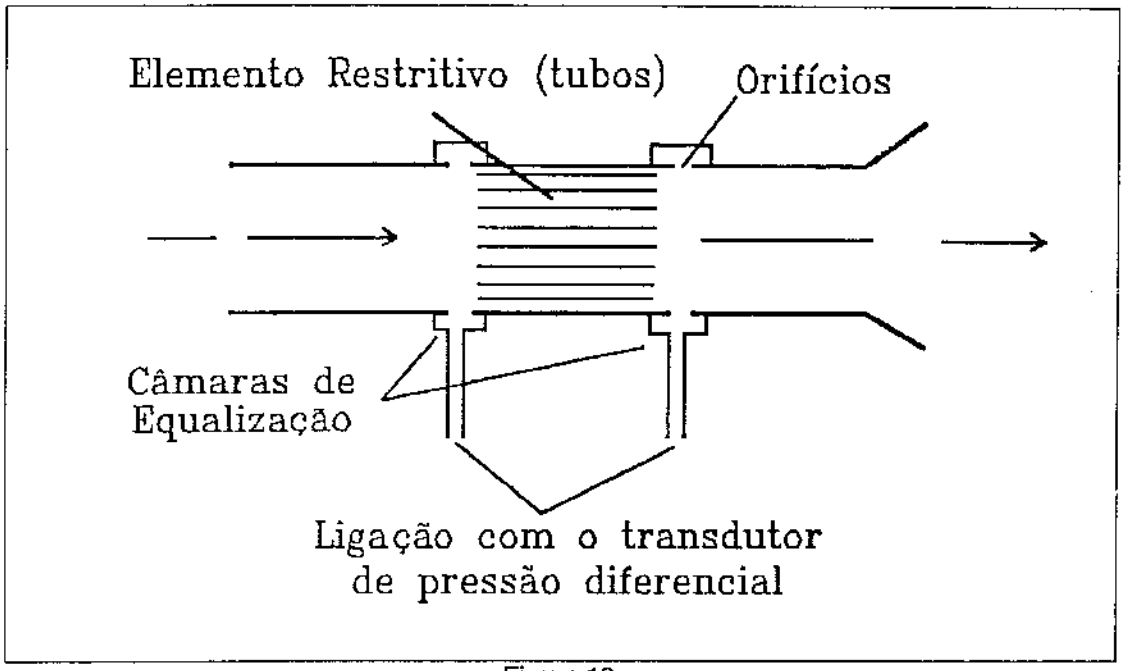

Figura 10
Pneumotacógrafo de Fleish (corte).

Para minimizar desvios na medida, cada uma das duas tomadas de pressão está ligada a uma câmara equalizadora, *com orifícios em toda a periferia interna do pneumotacógrafo*. Assim, o valor aferido da pressão é a média entre as diversas pressões periféricas. Em instrumentos bem projetados, estas diferem muito pouco entre si e entre as pressões centrais da obstrução. Estas diferenças são principalmente devidas à geometria que antecede o elemento resistivo, conforme mostrou Finucane [FIN72].

2.5.3.2. Pneumotacógrafo de tela

Neste pneumotacógrafo (figura 11), usa-se uma tela como obstrução à passagem do ar. Este dispositivo tem a desvantagem que, em relação ao elemento anterior, para altos fluxos ocorre *turbilhonamento** (vide apêndice E). Suas qualidades residem na facilidade de construção e manutenção do conjunto. A tela também pode ser aquecida, como no pneumotacógrafo de *Fleish*.

Teoricamente, há uma perda de precisão nas medidas, tanto maior quanto mais turbilhonado for o fluxo, pois neste caso, a diferença de pressão deixa de ser linear [DOE83] [WEB78]. No entanto, Silverman e Lilly encontraram linearidades muito boas empregando

* O fluxo deixa de ser *laminar*.

telas de 400 f/p em pneumotacografia, o que provou a viabilidade dessas telas em aparelhos espirométricos [LIL50] [SILV50].

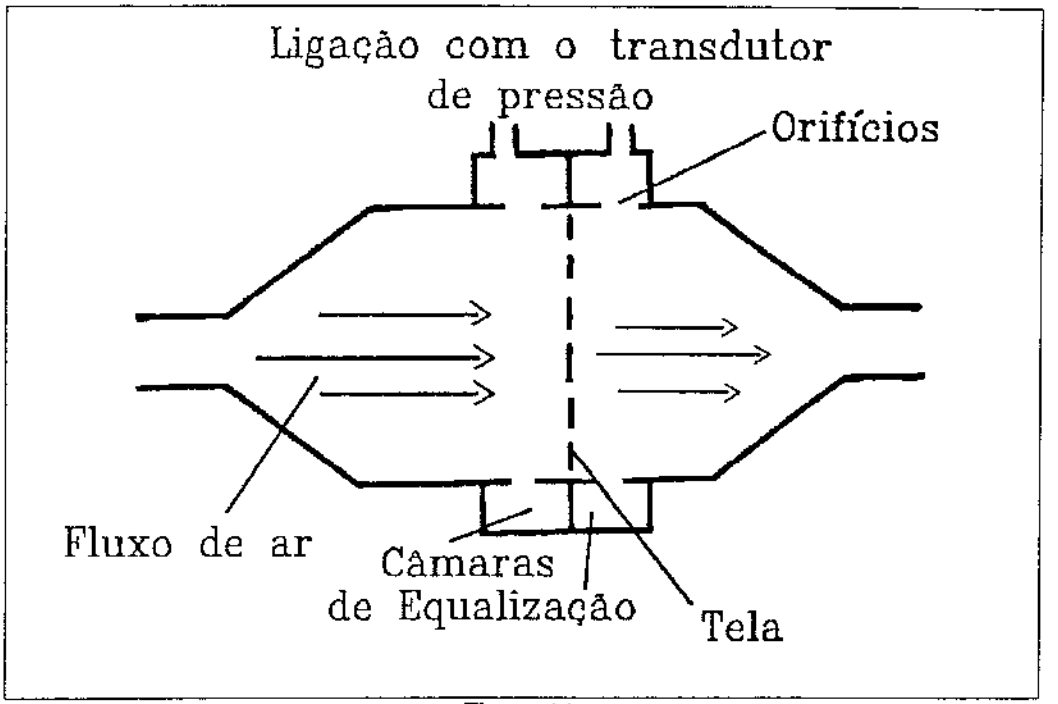

Figura 11
Pneumotacógrafo de tela (corte).

Para altos fluxos, o pneumotacógrafo de *Fleish* mantém melhor a linearidade, embora no estudo em seres humanos, os dois produzam distorções equivalentes [FIN72] [FRY57].

2.5.4. Construção do pneumotacógrafo

Um dos mais importantes resultados deste trabalho foi o projeto, construção e calibração de um pneumotacógrafo, utilizando-se somente os recursos disponíveis na UNICAMP.

Devido à dificuldades técnicas (vide seção 3.1.), não foi possível a manufatura de um pneumotacógafo tipo *Fleish*.

Apesar disto, com o apoio do Prof. Dr. Kamal Ismail, da FEM/UNICAMP, foi possível montar um pneumotacógrafo de tela (vide figura 13). O Prof. Kamal fez várias sugestões importantes em relação ao projeto da unidade, e gentilmente nos cedeu uma amostra da tela *400-mesh*. O corpo do pneumotacógrafo foi feito com *PVC* torneado, com o auxílio do técnico Luis Gama, também da FEM.

O aparelho construído apresentou desempenho plenamente satisfatório quando utilizado no *Espirotec I*.

Com a obtenção de um pneumotacógrafo tipo *Fleish*, usado no espirômetro comercial Vitalograph Compact,™ da firma inglesa Vitalograph,™ foi possível realizar a comparação de desempenho entre ambas as peças.

O projeto e construção do pneumotacógrafo está descrito na seção 3.1., e sua calibração é detalhada na seção 5.1.

Nos próximos capítulos, será discutida a implementação do espirômetro, seu *software* e *hardware*, assim como uma análise dos resultados obtidos com o *Espirotec I.*

Capítulo 3: O Hardware do Sistema

O *hardware* que compõe o *Espirotec I* pode ser analisado sob três aspectos:

» o pneumotacógrafo,

» o módulo analógico, compreendendo o transdutor de pressão, a amplificação analógica e a conversão V/F (tensão/freqüência),

» o módulo digital, que inclui o microprocessador, memórias e *interfaces*.

Ao escolher os componentes de nosso projeto, tivemos de levar em conta nossa realidade, evitando peças de aquisição difícil ou de custos elevados.

A figura abaixo é o diagrama de blocos do sistema.

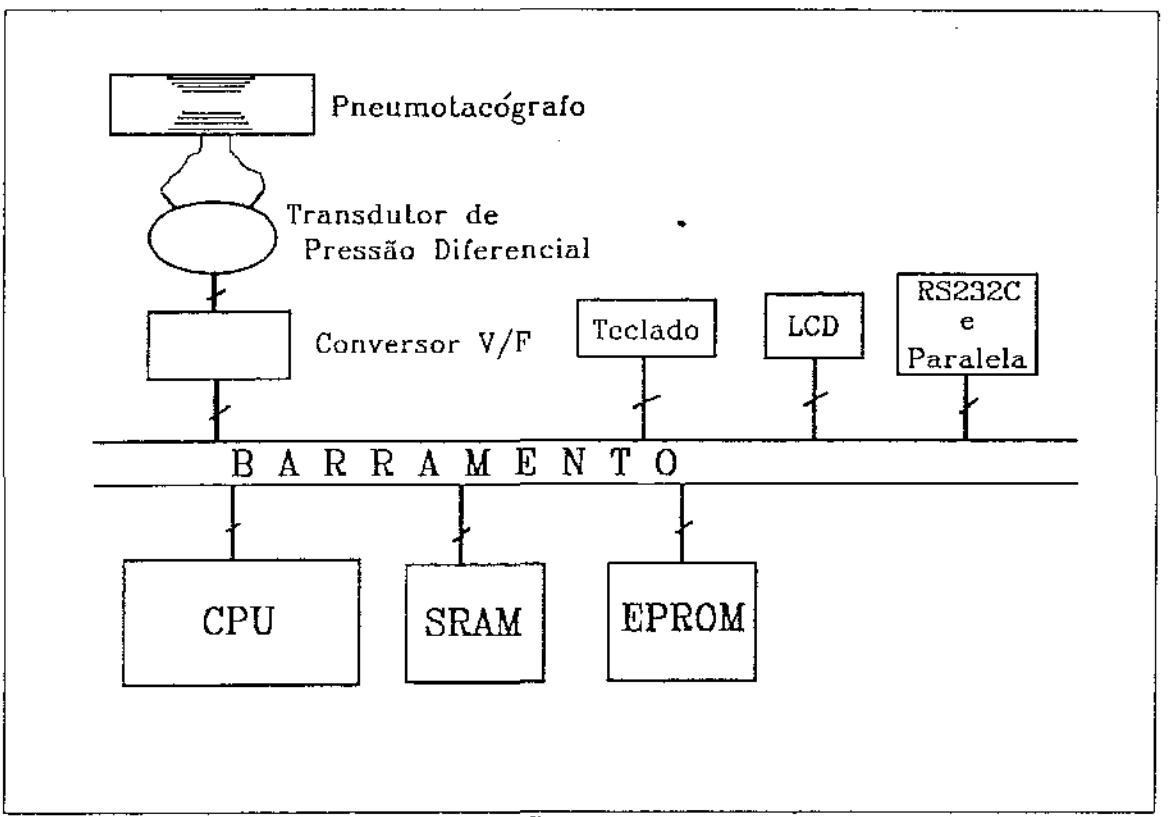

Figura 12
Diagrama de blocos do sistema.

3.1. O pneumotacógrafo

Após a realização da pesquisa bibliográfica acerca dos meios de medição de fluxo mais adequados em espirometria, concluiu-se que, como já descrito anteriormente, o mais indicado seria o emprego de um pneumotacógrafo de *Fleish*.

Primeiramente, considerou-se implementar um pneumotacógrafo de *Fleish* utilizando como elemento obstrutivo uma colméia, constituída por duas chapa finíssimas (expessura menor que 0,05 mm), de aço inox. Uma dessas lâminas seria denteada, e enrolada em espiral junto com a outra, plana, formando assim um conjunto de tubos de pequeno diâmetro. Este é o método de construção mais freqüentemente encontrado em aparelhos importados, que utilizam o *Fleish*.

Infelizmente, concluimos ser impraticável a construção artezanal desta peça, pois a chapa era importada e só vendida em quantidades muito superiores às que necessitávamos, além de ser sua construção mecânica extremamente problemática.

Tentamos em seguida uma alternativa para o elemento obstrutivo de *Fleish*: um feixe de tubos capilares com diâmetros da ordem de 0,6 mm, com paredes extremamente finas, montados axialmente. Foi encontrado um fornecedor para estes tubos, a um custo acessível. A dificuldade surgiu em virtude do material de que eram manufaturados os tubos: cobre, que se oxida com facilidade. Independentemente disso, após conversas mantidas com o Prof. Kamal e engenheiros do CT/UNICAMP,* ficou estabelecido que seria muito difícil conseguir um método de montagem que garantisse o alinhamento axial dos tubos.

Decidimos então, construir um pneumotacógrafo de tela, em que o elemento resistivo fosse constituído por uma malha muito fina (*400-mesh*), conforme descrita na tabela 1.

Tabela 1

Algumas características da tela de 400-mesh.

Diâmetro do fio (mm)	Abertura (mm)	Area aberta (%)	Material
0,03	0,034	25	Aço inox

* *Centro de Tecnologia* da UNICAMP.

Como mencionado na seção 2.5.3.2., o pneumotacógrafo de tela é de construção mais simples e econômica que o de *Fleish*, além de apresentar desempenho bastante adequado em baixos fluxos, como os que nos interessam. Sua principal desvantagem em relação ao de *Fleish*, consiste em menor linearidade da função $\dot{V}(\Delta p)$, devida a desvios do fluxo laminar (turbilhonamento). Esta *não linearidade* é perfeitamente aceitável em nosso instrumento, de vez que dispomos de um microprocessador relativamente sofisticado para introduzir as correções necessárias (vide capítulo 5).

O desenho do pneumotacógrafo foi elaborado levando-se em conta as sugestões do Prof. Kamal, os artigos de Lilly e Silverman, além dos trabalhos publicados por Finucane, Fry e Nelson, entre outros [LIL50] [SILV50] [NEL90] [FIN72] [FRY57] [WEB78].

O corpo do pneumotacógrafo foi construído em *PVC*, pois este produto é bastante adequado às nossas necessidades: de fácil obtenção e baixo custo, possui boa resistência mecânica e é facilmente torneável. O responsável pela parte de usinagem foi o técnico Luis Gama, da FEM/UNICAMP. Um esquema do pneumotacógrafo aparece na figura abaixo. Vide também a figura 11, para uma vista em corte, indicando os diferentes componentes.

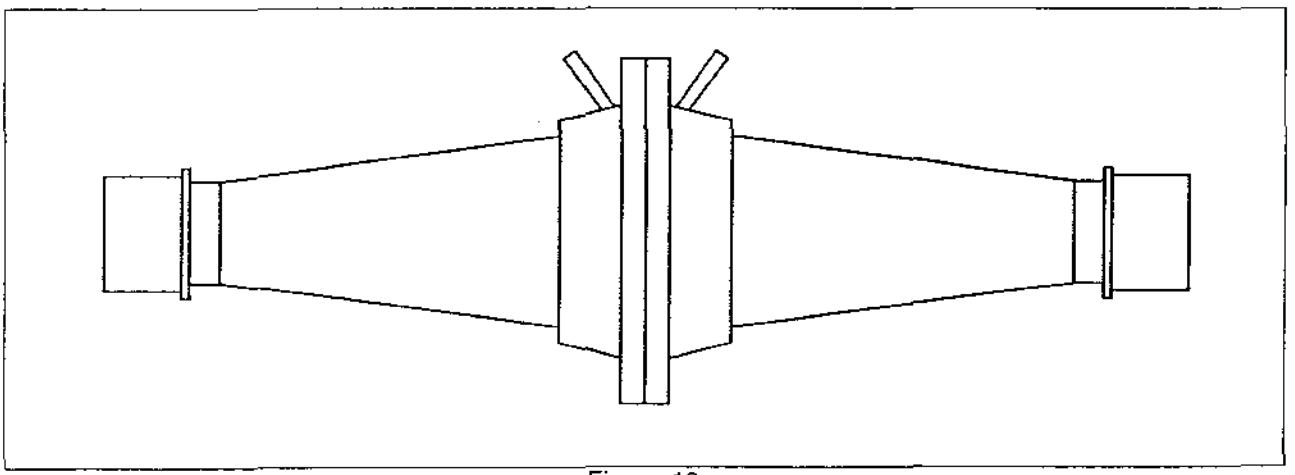

Figura 13

Esquema do pneumotacógrafo projetado e construído como parte da tese.

A tela metálica de *400-mesh* fica localizada no centro geométrico deste pneumotacógrafo, entre as duas tomadas de pressão. Os rasgos que permitem a passagem do ar para as câmaras de equalização (seção 2.5.3.1.), foram colocados em todo o perímetro da câmara, e o mais perto possível da rede. Isto é essencial para minimizar o erro devido a turbulências, que por ventura se desenvolvam em decorrência da resistência ao fluxo [LIL50] [WEB78]. A rede dista 2.0 milímetros dos rasgos, os quais têm abertura de 0.8 milímetros.

Um fator importante que afeta o desempenho do pneumotacógrafo é a área da seção reta do elemento obstrutivo, que deve ser de tamanho suficiente para reduzir a velocidade do fluido a valores que não causem turbulência em excesso. Essa área pode ser várias vezes maior que aquela da boca do paciente, onde o fluxo de gás se origina, necessitando de um adaptador cônico entre o bocal (*mouthpiece*) e o elemento resistivo. Para evitar que variações extremas de fluxo e turbulências apareçam conforme mude a seção reta do

pneumotacógrafo, este adaptador deve possuir um ângulo interno raso φ não maior que 15° (figura 14). Em nossa unidade, o ângulo φ escolhido foi de 10° [WEB78].

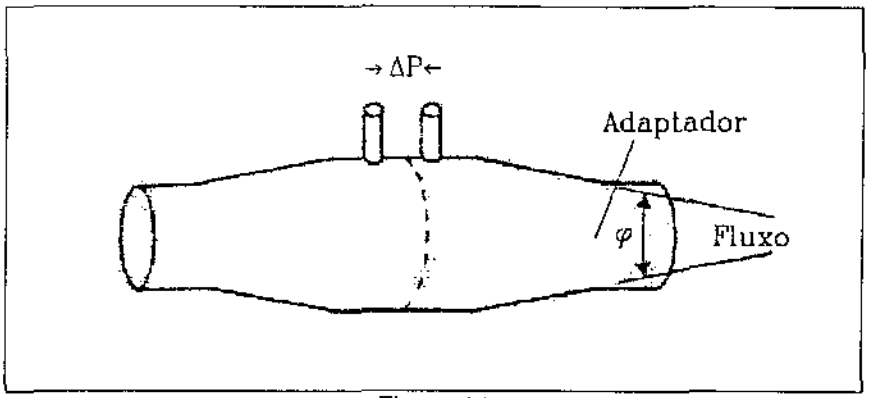

Figura 14

Ângulo interno do adaptador usado para difundir o gás expirado, visando a redução de turbulências e fortes variações espacias de fluxo.

A maior desvantagem do pneumotacógrafo atual é o fato dele não poder ser esterilizado pelo processo de autoclavagem, pois a elevada temperatura deformaria o *PVC*. Uma alternativa seria a construção do suporte da rede em alumínio, de forma que somente ele e a rede pudessem ser autoclavados, bastando limpar o corpo do pneumotacógrafo com água e detergente neutro. Em um instrumento comercial, a melhor solução nos parece ser construir todo o pneumotacógrafo em aço inox.

A análise completa do desempenho do pneumotacógrafo construído e sua calibração, pode ser encontrada no capítulo 5.

3.2. O módulo analógico

Depois do pneumotacógrafo, a parte mais crítica de todo o projeto é o módulo analógico, responsável por transformar o diferencial de pressão gerado pelo pneumotacógrafo, em sinal digital que possa ser manipulado pelo microprocessador, com o objetivo de permitir a medição instantânea do fluxo que atravessa a obstrução.

Nesta etapa do projeto, foi de fundamental importância a colaboração do Eng. Paolo Limena, ex-docente do DCC/IMECC e especialista na área, que gentilmente concordou em participar do projeto.

As especificações funcionais do módulo são as seguintes:

» *entrada*:

- *diferencial de pressão* com valor de pico de aprox. 24 mmH_2O (conforme avaliação do pneumotacógrafo - vide seção 5.1.),

- *sensibilidade* da ordem de 1% do pico, i.e., capacidade de medição de pelo menos 0,20 mmH_2O.

» *taxa de amostragem* suficientemente alta para permitir medições de volume (i.e. integração das repetidas medidas de fluxo) com erro máximo de ±3,0% (conforme recomendação descrita em [AMER87]), para tempos expiratórios entre 3 e 20 segundos. Segundo o relatório da ATS e o trabalho de Nelson et al., a taxa de amostragem recomendada é a de 100 Hz, que foi a que adotamos [NEL90] [AMER87].

» *saída*:

- *sinal digital* proporcional a Δp, em que uma variação de Δp ≈ 0,20 mmH_2O corresponda a uma variação que afete, pelo menos, o *bit* menos significativo do sinal. Assim, o menor comprimento de palavra digital seria de cerca de 7 *bits*.

3.2.1. Transdutores

Em qualquer aplicação de computadores na aquisição de dados, é fundamental existir alguma forma de transformar-se grandezas físicas tais como pressão, temperatura e fluxo em valores elétricos equivalentes, que possam servir de entrada para o sistema computacional. Os componentes específicos para tal função são os *transdutores**, e sua resposta típica é um sinal de tensão analógico. Os transdutores podem ser ligados de várias formas, dependendo da sua finalidade e princípio. Um dos modos operacionais mais comuns para pequenas unidades é aquele que os fazem comportarem-se como resistências variáveis. No âmago do transdutor, existe uma *ponte de Wheatstone.*** Esta é desbalanceada na mesma proporção que varia a grandeza física, o que gera uma diferença de potencial nos terminais elétricos do circuito. Neste trabalho estamos particularmente interessados nos transdutores que nos permitam, quando associados a equipamentos auxiliares, registrar fluxos de ar.

A dificuldade básica no emprego de transdutores está no fato que a maioria deles não é linear, havendo necessidade de *linearizar* suas leituras, para que a computação dos resultados seja correta. Esse obstáculo era importante para instrumentos não-digitais (dentre eles espirômetros), exigindo circuitos adicionais específicos e desenhos especiais para cada tipo de transdutor empregado [FRY57]. Além disso, demandavam circuitos integradores do fluxo para a obtenção do volume [WHEL66]. Em um sistema digital, pode-se fazer a linearização e a integração por *software*, simplificando consideravelmente a operação e os requisitos de desempenho dos transdutores, que necessitam ser suficientemente sensíveis, confiáveis e repetitivos [BOU86].

---

* Em inglês, *transducers*.

** Para a definição de *ponte de Wheatstone*, vide [BOU86], ou ainda [KAR82].

Como estamos interessados na medição do diferencial de pressão entre as duas tomadas do pneumotacógrafo, o transdutor exigido é o de *pressão diferencial*. Ademais, como está descrito nas especificações anteriores, devemos ser capazes de medir Δp's extremamente pequenos. Logo, procuramos o transdutor mais sensível que pudessemos obter.

3.2.2. Características do transdutor utilizado

O Eng. Paolo Limena nos cedeu uma amostra do transdutor modelo MPX2010DP, da firma americana Motorola.™ Suas principais características são:

» compensação interna para variações de temperatura,

» tensão de saída de 0 até 25 mV, para um Δp de 0 a 10 kPa (*full scale span*),

» Δp máximo admissível: 1,5 P.S.I. (10 kPa ou 1000 mmH_2O),

» linearidade de ± 0,15%.

A queda de pressão máxima que pretendemos obter com o nosso pneumotacógrafo durante um exame, se aproxima do valor de 25 mmH_2O. Isso corresponde a cerca de 250 Pa, o que torna a saída do transdutor extremamente baixa, mesmo no pico de fluxo expiratório (aprox. 0,62 mV, para uma sensibilidade de 2,5 mV/kPa* @ 10 V de alimentação). Já o menor Δp que pretendemos medir (~ 0,25 mmH_2O) corresponde a uma saída de 6,0 μV apenas.

O diminuto valor deste sinal dificulta seu processamento por circuitos de conversão analógo-digitais, já que ele pode ser facilmente distorcido por qualquer ruído produzido pelos componentes (incluindo-se aí os componentes do circuito digital). Uma das primeiras providências foi então a de separar fisicamente a placa que continha o circuito analógico da placa digital. Também foi necessário instalar um sistema bastante sofisticado de amplificação analógica.

Seria ideal a utilização de um transdutor mais sensível e cujo fundo de escala fosse próximo ao nosso Δp máximo de nossa aplicação. Chegou-se a identificar fornecedores de componentes com tais características (a firma norte-americana Celesco comercializa transdutores de pressão diferencial cujo fundo de escala é 20 mmH_2O). Entretanto, este componente era de alto custo e praticamente impossível de se obter no Brasil. Assim, fomos obrigados a empregar em nosso protótipo o transdutor da Motorola,™ o que exigiu extremo cuidado na ampliação analógica.

---

* Valor típico da sensibilidade, obtido a partir da curva tensão *versus* Δp fornecida pelo fabricante do transdutor.

3.2.3. Amplificação analógica

Face à baixa tensão de saída do transdutor, decidiu-se pela utilização de um *amplificador de instrumentação* tipo Analog Devices AD624, que possui características necessárias a esta aplicação: excelente tolerância à variações de temperatura, ganho* de até 1000x (mil vezes) com baixíssimo *drift* com a temperatura, e alta linearidade. Usou-se o ganho máximo que se podia conseguir sem componentes externos (1000x), trazendo assim o sinal de saída do transdutor para a faixa compreendida entre 3,0 mV e 600 mV (ampliador 1, de acordo com a figura 15).

Introduziu-se ainda uma ganho adicional (através de um amplificador operacional tipo TL084 - ampliador 2) de aprox. 19x sobre o sinal de saída do AD624, totalizando assim uma amplificação de cerca de 19000x sobre o sinal gerado pelo transdutor.

Desta forma, a tensão resultante atinge picos da ordem de 10 V, compatível com o "fundo de escala" do conversor tensão/freqüência utilizado.

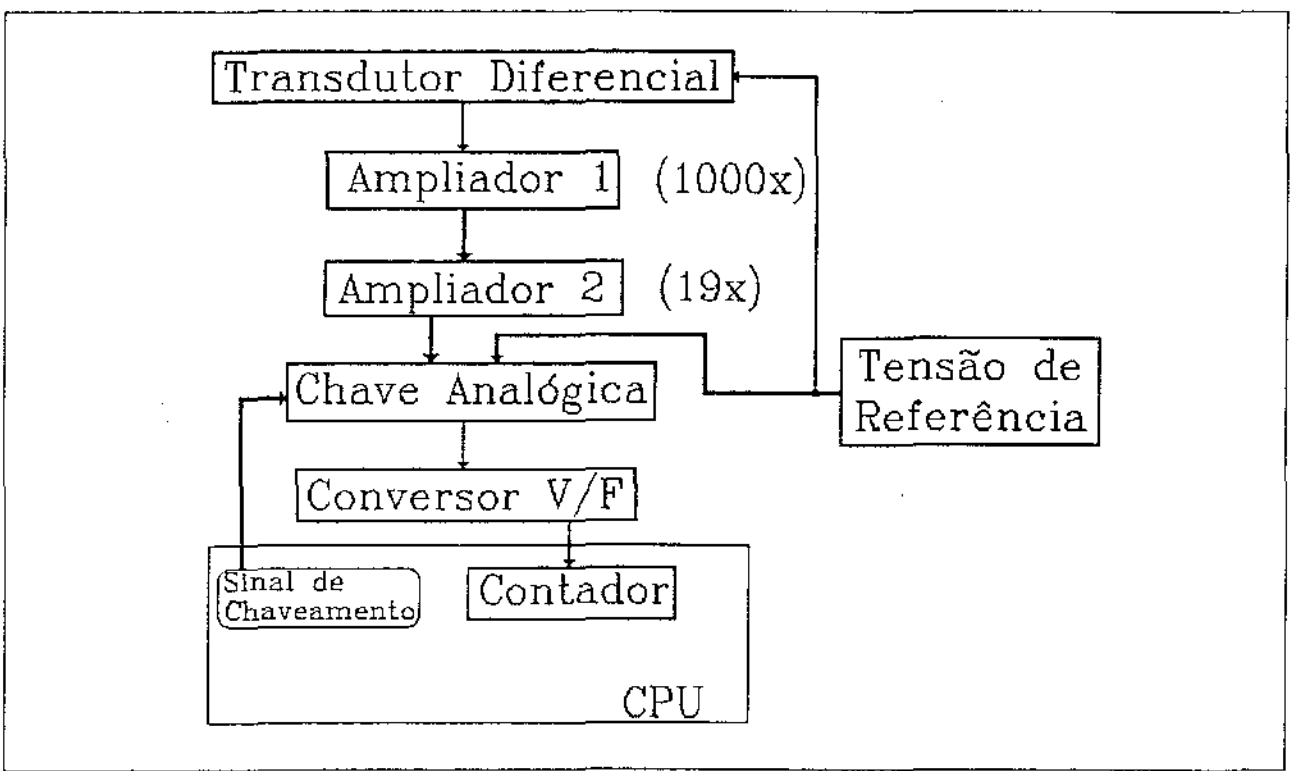

Figura 15

Diagrama de blocos do módulo analógico.

3.2.4. Conversão tensão/freqüência

* Sem o auxílio de componentes externos.

Ao invés de empregar-se métodos típicos* de conversão analógica/digital (A/D), optou-se pelo sistema de conversão tensão/freqüência (V/F). Neste método, a tensão de saída do transdutor, convenientemente amplificada, é convertida em uma freqüência determinada, que é proporcional a essa tensão.

As principais vantagens deste método são as seguintes:

» boa resolução, linearidade e sensibilidade,

» simplicidade de construção,

» baixo custo,

» ideal para ambientes onde a velocidade de conversão não é alta, como é o nosso caso.

Os sistemas de conversão V/F podem se necessário, serem usados com elementos isolantes (acopladores óticos), eliminando *loops* de terra** e choques elétricos, importantes na segurança de aparelhagem médica. Além do mais, outros sistemas de conversão A/D, podem introduzir erros instantâneos de conversão, se no momento da conversão, a tensão analógica sofrer uma variação brusca. Na conversão V/F este problema é eliminado pois, sendo a freqüência medida através do contador de pulsos (*ciclos*) em pequenos intervalos fixos de tempo, o resultado obtido corresponde automaticamente à média dos valores instantâneos da freqüência, durante aquele intervalo. Por essas características, nota-se que esse sistema adapta-se muito bem às nossas necessidades.

Em nosso protótipo, a conversão tensão/freqüência é realizada por um *chip* dedicado, o LM331 VFC, que gera freqüências de saída da ordem de 100 kHz. Capacitores de precisão (mica prateada) e resistências de filme metálico foram usados em pontos onde era crítico o comportamento estável dos componentes. A conversão é linear, variando desde 0 Hz para uma tensão de entrada de 0 V, até 100 kHz para uma entrada de -10 V.

Ao contrário de outros métodos de conversão A/D, onde o valor digital do sinal de entrada é exibido à *CPU* com todos os *bits* em paralelo, os pulsos gerados pelo LM331 VFC são contados no *timer 1* interno da nossa *CPU*, e lidos a cada intervalo de 10 ms. A contagem é feita independentemente do *software* (que apenas necessita programar o *timer* para que registre os pulsos), mas a leitura é feita por programa. O *timer* de que dispomos em nossa *CPU* tem palavra de 16 *bits*, que é suficiente para armazenar o valor das contagem com a

* Tais como métodos de compensação direta e conversões voltagem/tempo.

** Em inglês, *ground loops*.

precisão necessária: com a taxa de amostragem de 100 Hz, e uma freqüência máxima de 100 kHz, pode-se obter uma precisão na contagem de 1 parte em 1000, ou 0,1%, mais que suficiente para os nossos objetivos.

A taxa de amostragem é muito mais alta do que seria exigido, levando-se em conta o espectro de freqüência da curva expiratória (abaixo de 12 Hz) [LEM82]. Entretanto, para obter-se melhor precisão na integração numérica das medidas de fluxo, optou-se pela taxa de amostragem de 100 Hz, segundo recomendado na literatura [NEL90] [AMER87].

Nota-se na figura 15 uma "chave analógica", junto a uma *tensão de referência.* Este circuito é usado para que o sistema se auto-calibre, antes de um exame. Isto é importante, uma vez que variações operacionais podem ocorrer devido a mudanças de temperatura, envelhecimento de componentes e alterações nos valores nominais da alimentação dos mesmos. Além disso, a tensão de saída do transdutor é proporcional à sua tensão de alimentação (aprox. 0,25 mV/kPa/V). Qualquer alteração no valor desta tensão de alimentação, causa uma respectiva variação na tensão de saída, para o mesmo Δp.

A chave analógica é controlada por um sinal da *CPU*, que determina se a tensão aplicada ao conversor V/F é a originada do transdutor ou é a de referência.

Essa tensão de referência gera uma freqüência de saída correspondente ao fundo de escala do circuito de conversão V/F. Conhecendo-se o valor do fundo de escala atual, pode-se fazer correções automáticas na leitura dos valores fornecidos pelo transdutor de pressão. Isso é verdade desde que todas as medidas de um exame sejam feitas *sob o mesmo valor do fundo de escala*, hipótese válida dada o seu curto intervalo de tempo de execução. Assim, por exemplo, em um exame que tenha um fundo de escala menor que outro, as contagens de freqüências de mesmo valor nos dois exames têm um valor absoluto diferente e devem ser corrigidas (vide seção 5.4.2.).

3.3. O módulo digital

Foi desenvolvido visando minimizar o número de partes, consumo de energia e custo. Procurou-se usar o que havia de mais moderno e disponível no mercado nacional. Quando possível, foram utilizados componentes do tipo *CMOS*, que têm baixo consumo de energia.

3.3.1. CPU

Como *CPU*, empregamos o iAPX 80188, compatível (a nível de instruções) com a família de processadores iAPX 80x8, utilizada em micros da linha IBM-PC/XT/AT™. Sua principal característica é o alto grau de integração, pois ela integra, em uma única pastilha, várias outras unidades [INTEL90]:

» um controlador de *DMA* (*Direct Memory Access*) de dois canais,

» um sistema completo de decodificação de endereços, tanto para memória quanto para periféricos, que já fornece o sinal de $\overline{CS}$ (*chip-select*) quando é decodificado um endereço previamente programado pelo usuário,

» um controlador de interrupção,

» três *timers* independentes programáveis.

Cada um desses componentes possue vários modos de operação, garantindo grande flexibilidade ao sistema.

Os *timers* do 80188 são utilizados nas seguintes funções:

» geração do relógio para controle da taxa de transmissão* da *interface serial* (*baud rate generation*), realizado pelo *timer 0*,

» medida da freqüência do sinal recebido do circuito de conversão V/F (*timer 1*),

» manutenção do relógio interno, via programação do *timer 2*, para que gere um sinal de interrupcão a cada 10 ms.

Uma das características mais convenientes da *CPU* 80188 é esta disponibilidade de pinos com comportamento programável, para desempenhar a tarefa de decodificação de endereços e geração do sinal de seleção ($\overline{CS}$) dos periféricos. Em uma *CPU* típica, (8088, Z-80, 8085, entre outras), normalmente teriam que ser adicionadas mais algumas pastilhas para realizar essa tarefa. O 80188 dispensa este *hardware* extra, economizando energia e área de placa, considerações importantes em nosso caso, em que objetivamos um aparelho portátil.

Embora a versão da *CPU* 80188 que utilizamos pudesse operar a uma freqüência de até 8 MHz, optamos por utilizar um cristal de 6.144 MHz, o que resultou em uma freqüência efetiva de relógio da *CPU* de 3.072 MHz, dado que a pastilha divide internamente por dois a freqüência de cristal. Esta freqüência relativamente reduzida não criou qualquer dificuldade em termos de desempenho, pois não existem funções demasiado complicadas em nosso sistema, que demandem muito tempo de processamento. Somente as análises dos exames é que exigem mais da *CPU*, em virtude das manipulações de números em ponto flutuante.

Por outro lado, a freqüência escolhida resultou nas seguintes vantagens:

* A taxa de transmissão é a mesma da recepção.

UNICAMP
BIBLIOTECA CENTRAL

» simplificação da conexão do mostrador de cristal líquido ao barramento, já que aquele tem temporização de sinais fora dos padrões utilizados pelos periféricos da Intel e, se a freqüência fosse maior, ele não poderia ser ligado diretamente ao barramento. Vide seção 3.3.6.

» a freqüência de operação escolhida é múltipla das freqüências padrão utilizadas em comunicação serial, facilitando a geração dos sinais de relógio para a *interface* serial,

» no que se refere a uma *CPU CMOS*, a ser empregada na versão do equipamento alimentada por bateria, ela deve ser utilizada na *menor* freqüência que resulte em desempenho *aceitável*, diminuindo desta forma o consumo.

Mesmo não usando toda as facilidades que o 80188 nos oferece (como os canais de *DMA*), a inclusão dessa *CPU* em nosso projeto foi de grande valia, pois nos proporcionou uma boa economia em áreas importantes.

3.3.2. Memória estática de acesso aleatório (SRAM)

O *Espirotec I* possui uma memória *RAM* estática de 32K bits x 8 (32K bytes no total). Foi utilizado o circuito integrado é o 62256, *CMOS* [MEM90]. Optou-se pela memória estática porque não seria justificável a instalação de memórias dinâmicas, que demandam *refresh* contínuo para não perderem seu conteúdo. Isso elevaria o consumo de energia, tornando inviável o uso de baterias como fonte de alimentação. Por outro lado, tornaria obrigatória a instalação de um controlador de memória dinâmica, o que seria mais um componente consumidor de energia.

Na versão a bateria, a *SRAM* será continuamente alimentada, mesmo quando o equipamento for desligado, mantendo assim os dados dos últimos exames para posterior impressão ou transmissão, para o microcomputador de uso geral.

3.3.3. Memória não-volátil (EPROM)

Como memória não volátil, uma *EPROM* Intel 27256 (32K bits x 8), foi incluida no *Espirotec I* [MEM90]. O ideal seria utilizar a versão *CMOS* deste componente (27C256), mas não foi possível gravar com sucesso este tipo de *EPROM* no *gravador* disponível.

Na *EPROM* está localizado todo o código que controla a operação do sistema, incluindo uma biblioteca de subrotinas de aritmética de ponto flutuante, as equações de previsão dos valores normais e o sistema de diagnóstico.

3.3.4. Interface serial

Para permitir a conexão com microcomputadores externos, foi implementada no *Espirotec I* uma *interface* serial tipo *RS-232-C*, controlada pela pastilha Intel 8251A, além dos *drivers* de entrada/saída 1488 e 1489 [MICRO90].

Esse componente foi escolhido pelo seu pequeno tamanho físico, e por bem atender nossas necessidades de comunicação serial. Deve-se lembrar que praticamente a totalidade de microcomputadores hoje em dia, dispõe de uma ou outra forma de entrada serial, sendo que o padrão *RS-232-C* é o mais comum.

A velocidade de operação de nossa *interface* é definida pelo usuário, e conta com as velocidades de 300, 1200, 2400 e 9600 bps.

Não foi necessário utilizar em nossa *interface* interrupções para transmissão ou recepção, uma vez que o sistema opera em modos bem distintos, e durante a transmissão dos dados para o computador externo, o *Espirotec I* se dedica inteiramente a essa operação.

3.3.5. Interface paralela

É utilizada para a realização de três tarefas:

» varredura do teclado,

» acionamento de impressora externa,

» controle da operação de chaveamento do conversor V/F (entre a tensão de referência e a tensão originada do transdutor).

O componente utilizado neste projeto foi um *chip* Intel 82C55 (*CMOS*), que contém três portas paralelas independentes, cada uma cuidando das operações mencionadas acima [MICRO90].

Empregando-se alguns bits do 82C55 e *drivers* adicionais, foi implementada uma completa *interface* de impressora padrão *Centronics*, com todos os sinais de dados e controle, em conector compatível, a nível de pinos, com o encontrado em interfaces paralelas de micros tipo IBM-PC.™ Assim, se o usuário já dispuser de uma impressora para PC, pode utilizar o mesmo cabo para ligá-la ao *Espirotec I*. Desta forma é possível obter a custo mínimo, um registro permanente em papel, dos exames realizados.

Chegamos a considerar a inclusão de uma pequena impressora no instrumento, possivelmente do tipo que usa papel térmico, a exemplo da encontrada em alguns modelos importados. O custo desta impressora, a dificuldade em obter o componente e o consumo relativamente alto que resultaria, nos levou a optar pela solução acima.

3.3.6. Mostrador de cristal líquido (LCD)

A escolha de um sistema de exibição de resultados para a unidade foi um dos pontos que apresentou maiores dificuldades.

O uso de um tubo de ráios catódicos (*CRT*), para a visualização dos dados, estava fora de questão. Tem consumo elevado de energia, além de ser volumoso e sensível a choques mecânicos, o que dificulta o transporte.

Por essa razão, escolheu-se originalmente um *display* de cristal líquido com capacidade gráfica. Este *display* permite a exibição imediata, após o término do exame espirométrico, não apenas de valores numéricos, como também das curvas volume *versus* tempo e fluxo *versus* volume.

Infelizmente, existem poucos fornecedores no país de *LCD*'s com capacidade gráfica. Foram feitas consultas a dois deles: Epson e Hitachi. Não obtivemos resposta da Hitachi às nossas tentativas de contato. Quanto a Epson, entramos em contato com seu representante no Brasil, a Moddata. Esta oferecia alguns modelos, cujos preços de lista* eram de aprox. seiscentos dólares americanos. Esse custo tornaria a instalação do mostrador inviável, pois era maior que o de todos os outros componentes juntos.

A solução foi empregar em nosso protótipo um *LCD* alfanumérico de 16 colunas por 2 linhas. A desvantagem de se utilizar um mostrador não-gráfico, é que ficamos impossibilitados de exibir na tela a curva do volume *versus* tempo, que é útil na análise da condição clínica do paciente. Essa desvantagem é em parte coberta pelo sistema de diagnóstico, que informa ao médico quais os possíveis problemas detectados no padrão respiratório do indivíduo. Caso haja necessidade de visualização de gráficos, o protótipo deverá ser conectado a um microcomputador externo.

O mostrador de cristal líquido usado foi o modelo DMC 16207, da firma Optrex. Suas características são:

» duas linhas de texto com dezesseis colunas,

» controlado por circuitos *CMOS* - baixo consumo,

» conjunto de caracteres em *ROM*,

» *RAM* para exibição dos caracteres,

» permite programação de caracteres especiais.

Conforme já exposto, a freqüência escolhida nos permitiu conectar o *LCD* diretamente ao barramento, sem a necessidade de recorrermos a uma porta paralela.

---

* Inclui-se ai o mostrador de cristal líquido, manuais e controladores para *interface* com o barramento.

Como a temporização do *LCD* não segue os padrões Intel (seção 3.3.1.), foi necessária a adição de uma pequena lógica adicional, composta por pastilhas da família *TTL*.

Por este motivo, o sistema não aceitaria um *clock* muito mais elevado que o atual (3.072 MHz). O máximo possível, levando em conta as necessidades de temporização do mostrador de cristal líquido, foi estimado em 5 MHz. Caso haja necessidade do aumento do *clock* da *CPU* para mais de 5 MHz, deve-se projetar outro sistema de ligação entre o DMC e o barramento, talvez até com a utilização de uma porta paralela dedicada.

3.3.7. Teclado

O *Espirotec I* dispõe de um teclado com vinte e quatro teclas, que é a sua principal forma de comunicação com o usuário, no que diz respeito à operação e controle.

O teclado (vide figura 16) contém os digitos de 0 a 9 para entrada de dados do paciente, tais como número de identificação, altura e idade. Também possui algumas teclas especiais, como CR, significando fim da entrada de dados corrente, ESC (*escape*), para cancelar a entrada de dados ou a operação corrente, SIM e NÃO, usadas como resposta a algumas perguntas, (←), para correções durante a digitação, (→) e (?), usadas durante a marcação de exames, teclas VC e FVC, para a seleção do tipo de exame. Há também uma de RESET físico da *CPU*.

RESET	N/C	C	FVC	VC	→
?	ESC	8	9	A	B
SIM	NÃO	4	5	6	7
←	CR	0	1	2	3

Figura 16
Esquema do teclado do Espirotec I.

As ligações internas do teclado formam uma matriz de três linhas por oito colunas, sendo que cada tecla se encontra na junção de uma linha com uma coluna. O registro de uma tecla pressionada é feito utilizando a técnica tradicional de varredura, utilizando-se *bits* da pastilha 82C55 [LEV78] [PEA77].

O protótipo não foi projetado para usar interrupções no registro de teclas pressionadas. No momento em que o sistema necessita que o usuário pressione uma tecla, ele a solicita a este que o faça, e só neste ponto o teclado passa a ser *atendido* pela *CPU*. Não foi necessário o emprego de interrupções para o teclado, pois o sistema tem uma operação bem previsível e linear, não necessitando de interferências do usuário. As informações a serem digitadas são poucas, não havendo obrigatoriedade de um *type-ahead buffer** para o teclado, que seria a situação onde interrupções desempenhariam papel fundamental.

Chegou-se a considerar a possibilidade da utilização de um teclado completo, alfanumérico, que permitiria entrar com o nome do paciente e outras informações do tipo alfabéticas. O custo e volume deste tipo de peça nos levaram à solução atual. O *hardware* instalado no protótipo possibilita, entretanto, a adoção de um teclado de manuseio mais convencional.

Nos próximos capítulos veremos o *software* e *firmware* do sistema, o desempenho do protótipo, as conclusões finais e sugestões para extensões deste projeto.

*** Área de memória onde as teclas pressionadas ficam armazenadas, até que a *CPU* possa lê-las.

Capítulo 4: Programação e Operação do Sistema

O *Espirotec I* pode funcionar de forma autônoma ou conectado a um microcomputador externo. Isso exigiu a confecção de dois *módulos de software* distintos para o sistema: um que fosse executado pelo espirômetro (contido em *EPROM*), e outro executado no micro externo. Cada uma desses será descrito abaixo em detalhes.

4.1. Operação típica do sistema

Vamos descrever agora como se dá o uso do conjunto, desde a coleta dos dados, até sua exibição e armazenamento em disco.

Inicialmente, os pacientes devem ser cadastrados pela clínica ou hospital, em um microcomputador de uso geral, como é o procedimento rotineiro. A identificação do paciente no *Espirotec I* é feita através do número de cadastro.

Supondo-se o espirômetro já ligado e calibrado, pronto para exame, seleciona-se então por teclado o tipo de prova espirométrica desejada, *FVC* ou *VC*, e pede-se ao paciente que expire através do pneumotacógrafo. Pode-se repetir o teste mais de uma vez, até que o operador esteja satisfeito com o esforço do paciente na realização do teste [AMER87]. O aparelho detecta automaticamente o início e fim de cada exame, e armazena os respectivos dados.

Caso o médico ache conveniente o emprego de broncodilatores, deve realizar pelo menos duas provas: uma com o paciente sem o efeito do broncodilator, e outra após a inalação do fármaco. O médico deve assinalar ao aparelho essas duas condições quando da realização do exame, para que o mesmo possa fazer as análises quantitativas e qualitativas do efeito causado pelo broncodilatador, em relação à condição normal do indivíduo.

Após o teste, o médico pode obter no *LCD* as informações a respeito das várias grandezas medidas (tabela 2). Para a definição destas grandezas, vide seção 2.4.1.

Tabela 2

Resultados obtidos através dos exames espirométricos.

Exame	Item medido	Descrição	Unidade
FVC	FVC	Volume Máximo Expirado (Dinâmico)	Litros BTPS
	$FEV_{0,5}$	Volume Expirado em 0,5 segundo	Litros BTPS
	$FEV_{1,0}$	Volume Expirado em 1,0 segundo	Litros BTPS
	$FEV_{3,0}$	Volume Expirado em 3,0 segundos	Litros BTPS
	$FEF_{25\%-75\%}$	Fluxo Expiratório Médio entre 25% e 75% do tempo expiratório	Litros BTPS/s
	MVV	Máxima Ventilação Voluntária	Litros BTPS/min
VC	VC	Volume Máximo Expirado (Estático)	Litros BTPS

A seguir, é exibida uma interpretação destes valores, baseada nos parâmetros considerados *normais*. É mostrado no visor de cristal líquido, o valor do fluxo medido, o que o paciente deveria ter obtido pelos padrões de normalidade adotados, e a diferença porcentual entre eles. Note-se que nem todos os itens acima estão disponíveis para todos os indivíduos. Em crianças, alguns volumes pulmonares não são normalmente medidos. Vide apêndice C para uma lista de grandezas registradas em cada faixa etária.

É possível então proceder à impressão dos dados (caso o *Espirotec I* esteja conectado a uma impressora externa), para que se obtenha um registro permanente dos mesmos.

O teste está terminado e o especialista, baseado também em sua avaliação clínica, pode sugerir o tipo de tratamento mais adequado, caso haja evidência de algum problema respiratório.

Se houver necessidade do armazenamento ou se deseje obter uma melhor visualização do resultado, o exame pode ser levado a um microcomputador hospedeiro. Este terá condições,

via *software* específico, de produzir gráficos e imprimí-los, armazenar no *arquivo* do paciente os dados coletados pelo espirômetro, e comparar exames anteriores com este novo, ressaltando as diferenças que podem indicar um avanço ou retrocesso da *DR*.

A possibilidade de conexão do espirômetro a um microcomputador abre um grande potencial para o pesquisador, pois os dados podem ser armazenados e processados livremente, permitindo análises particularizadas conforme interesse específico.

4.2. Módulo de software do microcomputador externo

Existem dois programas básicos executados pelo micro hospedeiro:

» o primeiro cuida do cadastramento* de pacientes, visando evitar erros de identificação, uma vez que no sistema todas as referências aos pacientes são feitas usando-se o *número do pacientes no cadastro.*

» outro programa recebe os dados do espirômetro (via *interface serial RS-232-C),* realiza as análises e armazenas os exames em disco.

Em virtude do custo, não se pode esperar que no momento, médicos tenham dispositivos tipo *mouse* ou monitores policromáticos em seus consultórios, ambiente onde a maioria dos espirômetros são encontrados. Isso nos fez optar por formas mais simples de comandos, com funções escolhidas através de *menus*. Os resultados gráficos também não demandam cores, sendo passíveis de exibição em monitores monocromáticos.

4.2.1. O programa de cadastramento de pacientes

Este é um programa básico de manutenção de informações cadastrais, incluido para tornar o sistema auto-contido.

Os registros dos pacientes contêm as informações de identificação de praxe, como mostrado na tabela 3.

* Em muitos casos, a clínica já possui um sistema de cadastro implantado, que poderá ser utilizado em lugar deste programa de cadastramento.

Tabela 3

Informações contidas no cadastro do paciente.

Nome do paciente
Rua
Cidade
Estado
CEP
Telefone

Quando da execução do programa, é apresentada ao usuário uma série de opções, como as exibidas na figura abaixo.

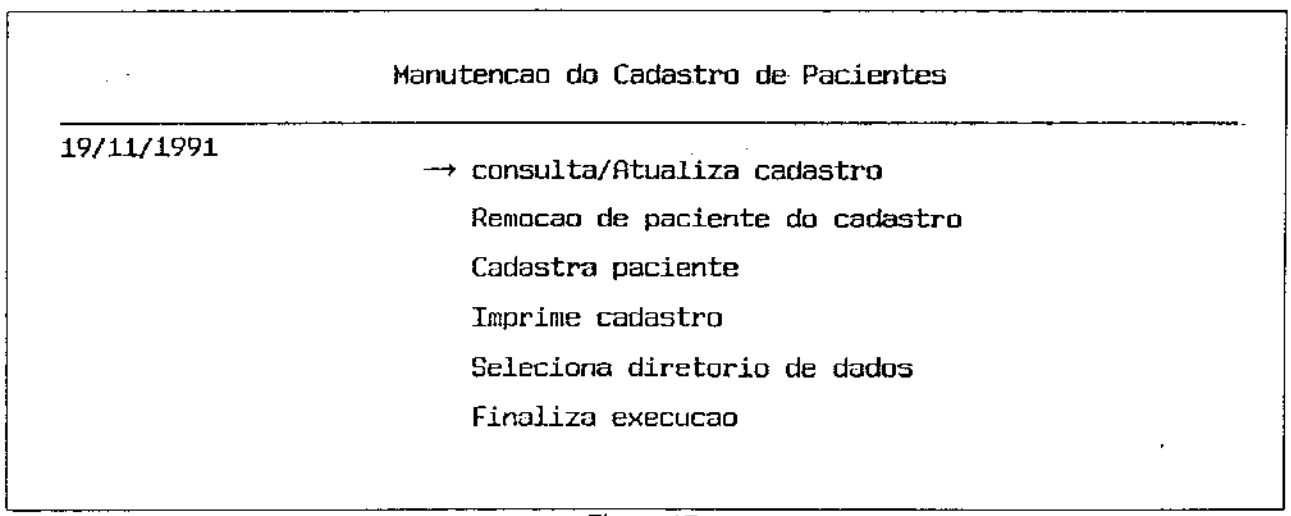

Figura 17

Tela de opções iniciais do programa de cadastro.

Como opção, pode-se selecionar o nome do diretório que conterá o arquivo de cadastro. Esse dado será guardado em um *arquivo de configuração* pelo sistema, para futuras referências. A existência desse arquivo é verificada no momento da inicialização, e caso esteja correta, seu conteúdo é automaticamente lido e colocado como diretório *default* do arquivo de cadastro.

O *cadastramento* é feito em uma tela de entrada de dados livre, onde o usuário pode mover o cursor facilmente entre campos e fazer correções. De modo idêntico funciona a *alteração e consulta* ao cadastro.

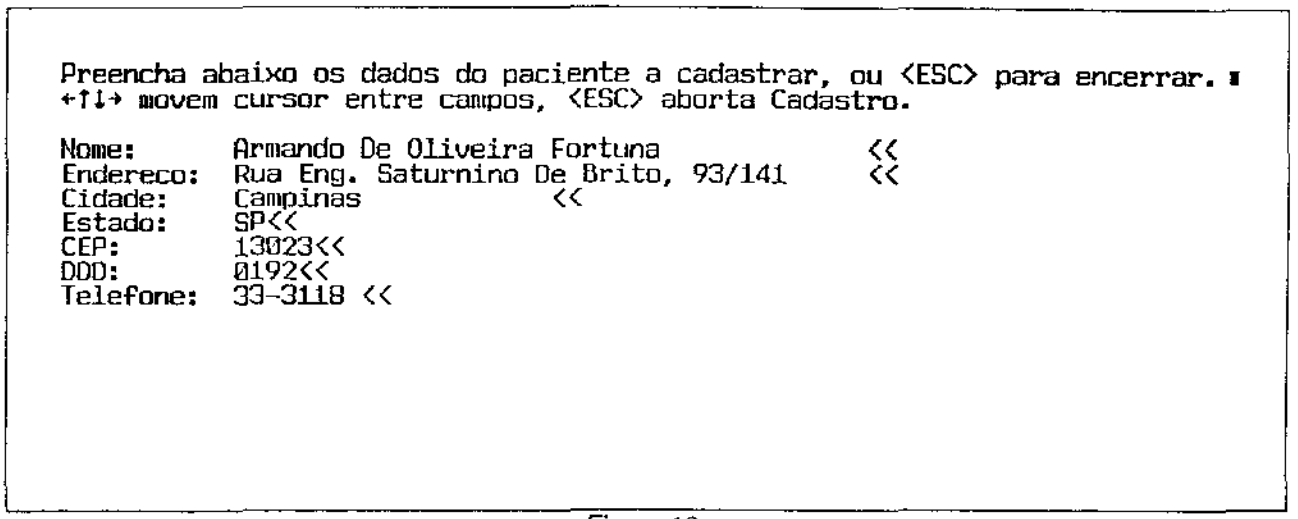

Figura 18
Exemplo do cadastramento de um paciente.

Cada registro contém um campo destinado a informar se ele está *válido* ou *não*. Assim, a remoção de um registro é muito simples. Basta alterar o valor deste campo, de forma que ele passe a indicar que o registro está livre.

O *cadastramento* é feito acrescentando-se registros ao final do arquivo, a menos que haja algum que tenha sido removido. Esse registro é então reaproveitado, com o novo paciente recebendo o número que já não tem dono. A possibilidade de apagar-se um registro de uma pessoa que ainda pode retornar ao consultório ou hospital existe, portanto a opção de remoção do cadastro deve ser usada com cautela.

A *impressão* do cadastro pode ser executada de duas formas: por número crescente de registros ou por ordem alfabética de nome dos pacientes. A listagem pode compreender todos os pacientes ou parte deles, através da seleção do número do registro final e inicial (*número de registro*), e da seleção da letra inicial e final (*ordem alfabética*).

Para facilidade de consulta, as listagens podem ser *impressas* ou *exibidas* na tela do microcomputador.

4.2.2. O programa de análise

Este é o programa responsável pela recepção dos dados do espirômetro, confecção dos gráficos, arquivamento e consulta de exames anteriores do paciente. Da mesma forma que o programa de cadastramento, este possui opção para selecionar-se um diretório *default*, onde os dados recebidos do *Espirotec I* serão armazenados (figura 19).

Antes de efetuar a análise de um teste, deve-se enviar as informações obtidas pelo *Espirotec I* para ao micro hospedeiro. Uma vez transmitido os dados, o usuário pode gravá-los em disco e exibir as curvas expiratórias dos pacientes.

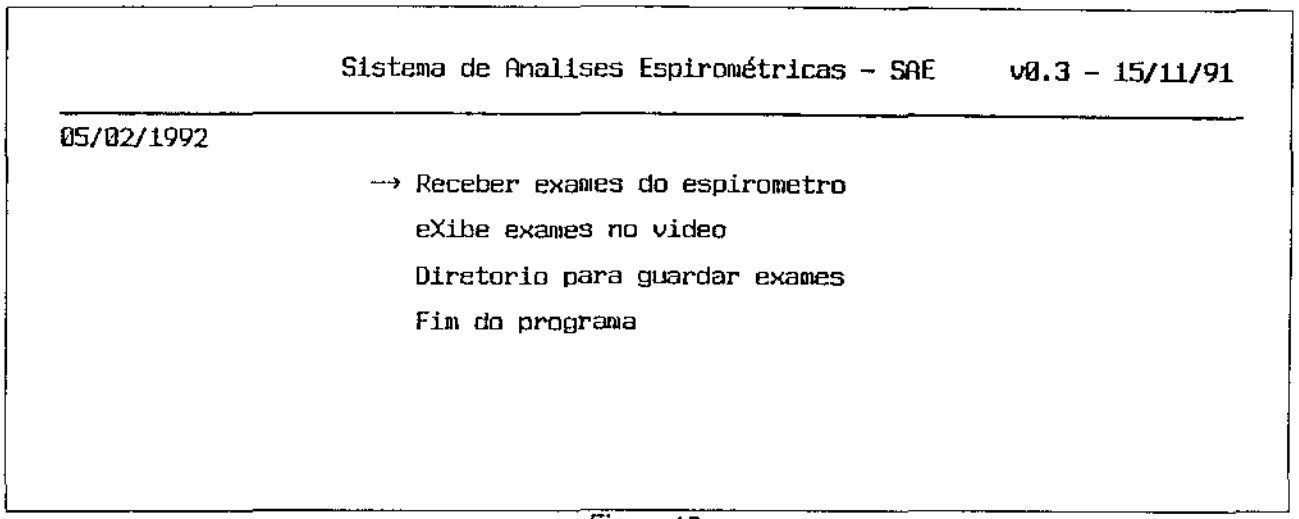

Figura 19

Opções fornecidas no menu principal do programa de análise.

Para a recepção dos dados, é necessário informar ao sistema a *porta serial* usada (*COM1* ou *COM2*), e a velocidade de comunicação. Uma vez definidos esses parâmetros, eles podem ser armazenados em disco para que se tornem *default*.

As velocidades disponíveis são as comuns, como 300, 1200, 2400 e 9600 bps. As mais baixas (300 e 1200 bps) foram colocadas no caso da utilização como micro hospedeiro de um microcomputador que não suporte comunicação serial com o auxílio de interrupções, como ocorre geralmente nos micros da família Apple™ II. Nesses equipamentos, faz-se *polling** da porta serial, e há risco de perda de informações por erro de *overrun* (um novo dado chega antes do anterior ter sido lido). De qualquer forma, as velocidades menores que 9600 bps são úteis quando se deseja transferir dados via linha telefônica usando-se *modems*, periféricos que no país, ainda não são facilmente encontrados em velocidades superiores a 2400 bps. Em micros tipo IBM-PC™, pode-se usar a taxa de 9600 bps sem problemas, já que o código de leitura da porta serial funciona com o auxílio de interrupções.

O programa tem a capacidade de manter em memória até dezesseis exames de cada vez, fazendo análises comparativas de até quatro simultaneamente. Após a recepção, exibe-se os registros em tela, como mostrado na figura 20.

* Fica-se observando continuamente se algum dado novo chegou à porta serial.

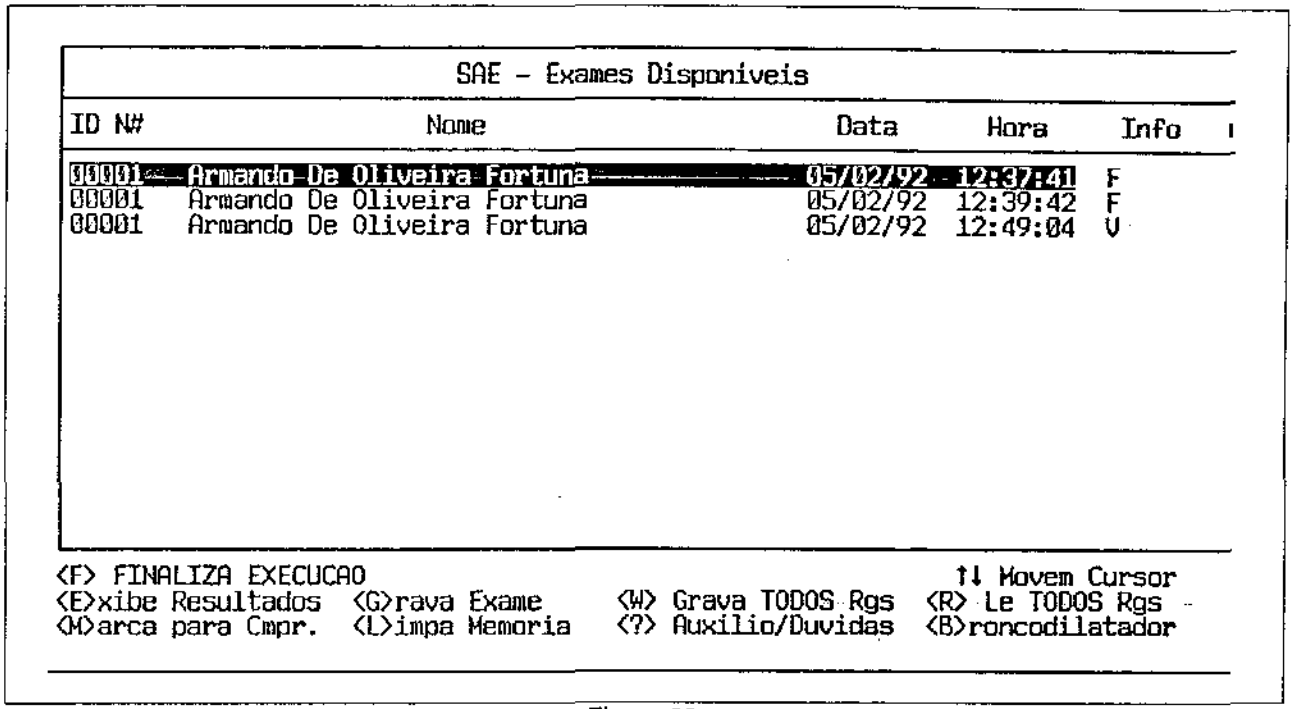

Figura 20

Exibição dos registros dos pacientes.

Cada registro em memória é representado pelo número do paciente, seu nome e a data e hora do exame. Movimenta-se livremente o cursor entre cada entrada, usando-se as teclas de movimento (↑ ↓). Note-se ao fim da tela um *menu de opções*, pelo qual o usuário pode manipular os dados recebidos do *Espirotec I*.

Há duas formas de se gravar as informaçoes em disco. A primeira é utilizando-se a opção "W" do menu ("grava todos os exames"), que salva em um só arquivo (*temporário*) todos os exames em memória, independentemente de serem ou não de um mesmo paciente. A segunda opção é a gravação de cada exame no arquivo do paciente que o realizou. Consegue-se isto escolhendo-se "G" ("grava exame").

A primeira escolha é útil quando desejamos manter uma cópia de segurança dos dados, ou quando, após transferirmos para o microcomputador exames executados em diversos pacientes, não queremos separá-los ainda por paciente. A segunda opção é usada para armazernarmos cada exame individualmente, no arquivo do paciente.

Quando desejamos consultar um determinado exame ou conjunto deles, podemos usar a opção "R" (leitura de exames), onde o arquivo de um paciente (ou o *temporário*) é trazido para memória. Os exames contidos nesse arquivo ficam então disponíveis para consultas.

Um campo denominado "Info" indica a condição de cada exame em memória. Este campo pode assumir um ou mais valores do conjunto mostrado na tabela 4.

Tabela 4

Valores do campo "info".

Tipo do Exame	F ou V (*FVC* ou *VC*)
Exame com broncodilatador	b
Exame gravado no arquivo do paciente	g
Marcado para comparação	*
Marcado para comparação levando-se em conta o efeito do broncodilatador	<B>

O programa realiza também comparações entre exames, visando acompanhar a evolução da condição pulmonar do indivíduo. É possível marcar até quatro exames para comparação simultânea, *que não leve em conta o efeito de broncodilatadores*. Quando estas substâncias são usadas, somente podemos comparar, ao mesmo tempo, duas provas: a realizada *antes* e outra *após a aplicação do fármaco* ao paciente.

A opção mais importante é aquela referente à *análise/exibição* dos resultados de um exame, fazendo comparações entre o fluxo/volume *medidos* e os *estabelecidos* para um paciente normal.

4.2.2.1. Índices de normalidade

A obtenção dos *índices de normalidade* não se mostrou uma tarefa simples. Em toda a bibliografia pesquisada, não foi possível encontrar qualquer obra que contivesse todos os parâmetros referentes aos valores medidos pelo sistema, para ambos os sexos e dentro de um amplo espectro de idades e alturas. É através destas três características*, que se pode determinar qual o valor considerado *normal* para certo indivíduo. Mesmo livros que trazem um tratamento bem completo de espirometria, recomendam diferentes e variadas tabelas de normalidade.

A obra que nos orientou na análise clínica foi a de Steven et al [STE75]. A escolha é justificada pelo fato desta ser uma tentativa de padronização dos índices de normalidade. Foi realizada por médicos da Faculdade de Medicina da Universidade de Utah e pelo grupo de

* Alguns autores empregam também o *peso* dos indivíduos.

trabalho em padronização de testes de funções pulmonares da *Intermountain Thoracic Society*.

A obra de Steven também fornece uma descrição de quais parâmetros (e suas variações máximas) são importantes na avaliação clínica do paciente [STE75]. Vide apêndice A para os procedimentos na realização dos exames, e apêndice C para uma descrição detalhada do método de análise e índices usados na avaliação dos testes espirométricos. Hankinson também nos fornece algumas informações a esse respeito, porém as encontradas no trabalho de Steven são bem mais detalhadas [HANK86] [STE75].

Esta dificuldade inesperada em se obter os parâmetros normais é curiosa, pois seria de se esperar que esse tipo de informação fosse amplamente divulgada. Não foram também encontrados valores padrões para a população brasileira. Apenas alguns ensaios por parte da *Sociedade Brasileira de Pneumologia e Tisiologia*, e mesmo assim um deles usando índices para populações da América do Norte, mais especificamente de Tucson, Arizona [KNUD83]. Curiosamente, essa publicação possue equações idênticas* para crianças e adultos, dependentes apenas da altura e idade. Por isso, decidimos nos guiar pelo trabalho de Steven [STE75].

Outra tentativa de estabelecer parâmetros normais para este tipo de exame é representada pelo projeto PNEUMOBIL [SBPT91], embora o mesmo deixasse muito a desejar em matéria do espectro de valores dos padrões de função pulmonar da população brasileira. A pesquisa se baseou somente na população adulta do estado de São Paulo e da cidade de Belo Horizonte, além de fornecer valores espirométricos baseados em idades múltiplas de dez anos, a partir de vinte anos, até o máximo de setenta anos. Dessa forma, não há números considerados normais para crianças, nem para pessoas que tenham trinta e cinco anos, por exemplo. É interessante assinalar que desde os anos 50 já se notava a preocupação nos Estados Unidos, em obter-se valores corretos da função pulmonar, compreendendo desde crianças até os mais idosos.

De qualquer forma, o programa PNEUMOBIL prossegue, já estando com 800 casos registrados. Quando forem publicadas tabelas com os índices aceitos para a população brasileira, poderemos facilmente adaptar nosso sistema para que os utilize, em *adição* aos índices atualmente empregados.

O relatório [AMER87] expõe as recomendações técnicas de como devem ser realizadas as medidas espirométricas, tolerâncias e reprodutibilidades, *embora* não forneça os valores normais espiratórios.

---

* Entre idades de 12 e 25 anos, os coeficientes das variáveis são os mesmos.

4.2.2.2. A análise dos resultados

A análise dos resultados obtidos segue o modelo descrito por Steven [STE75] (vide apêndice C).

No caso de exames tipo *VC* estamos apenas interessados no volume total de ar expirado. Nestas circustâncias, o gráfico exibido é apenas o de volume, como mostrado na figura 21.

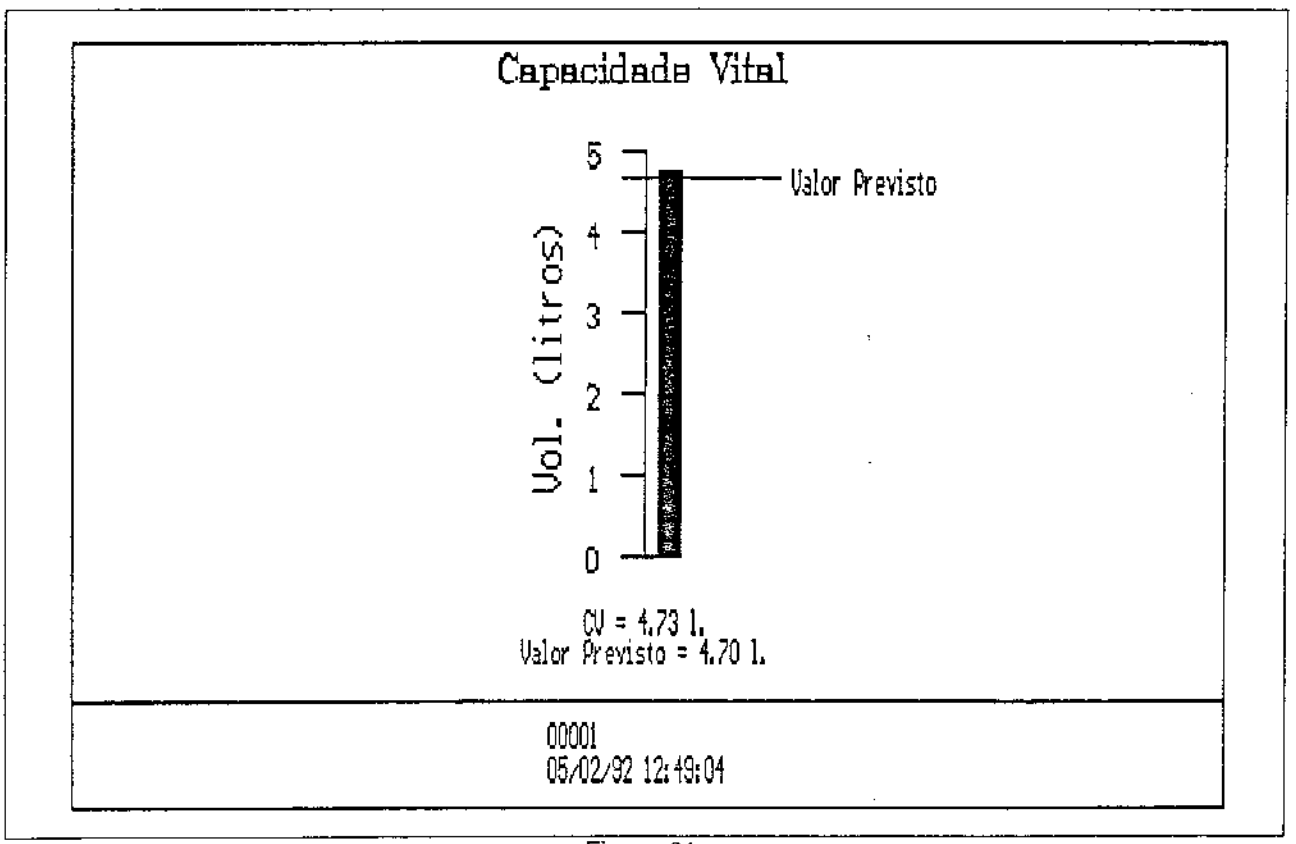

Figura 21
Resultado do teste tipo VC.

O volume total expirado é indicado como uma barra vertical, cuja altura varia conforme o volume expirado pelo paciente. Também é possível observar uma linha que marca, no gráfico, o valor normal previsto para aquele indivíduo.

Já o teste tipo *FVC* nos fornece os dois gráficos mostrados na figura abaixo: "volume de ar expirado *versus* tempo expiratório" e "fluxo *versus* volume".

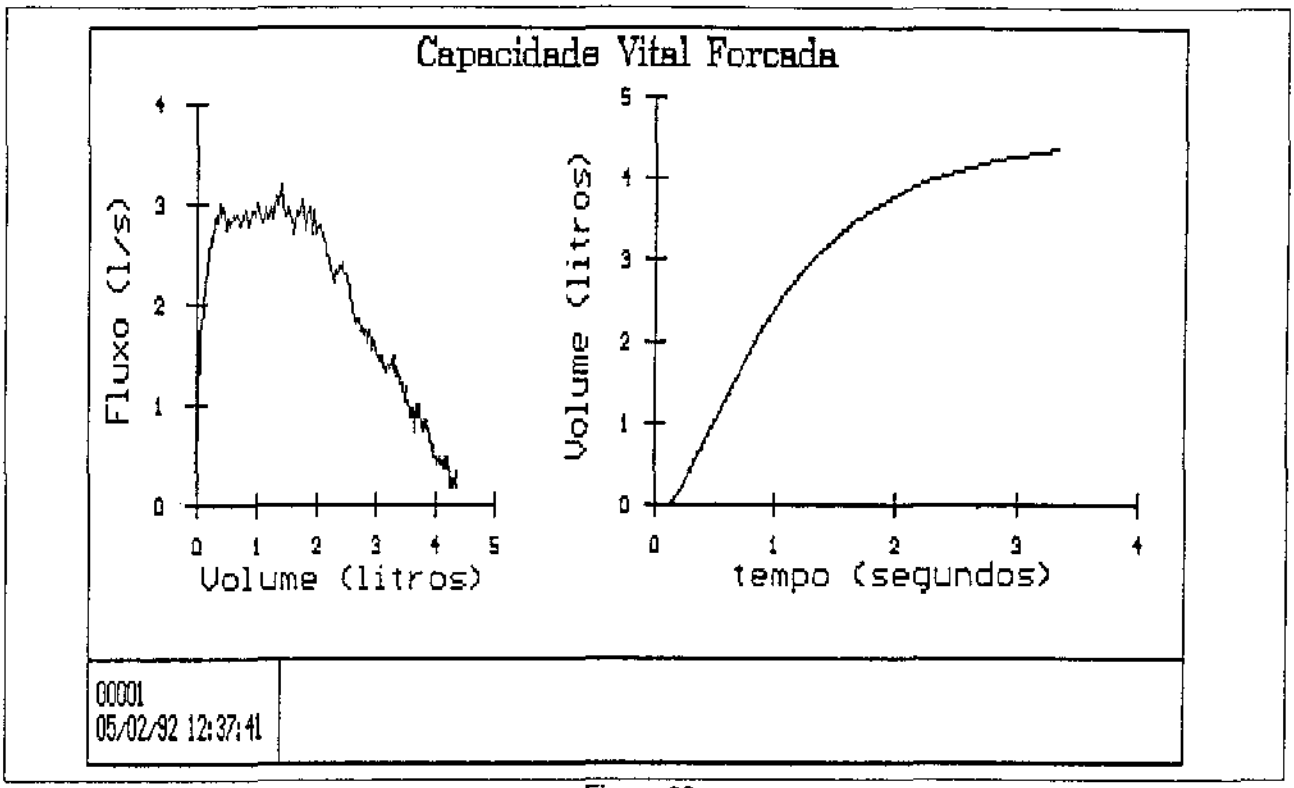

Figura 22

Resultado de um exame tipo FVC.

Existe a opção de impressão da tela, para que o médico possa estudar com mais atenção o gráfico ou o anexá-lo ao prontuário do paciente.

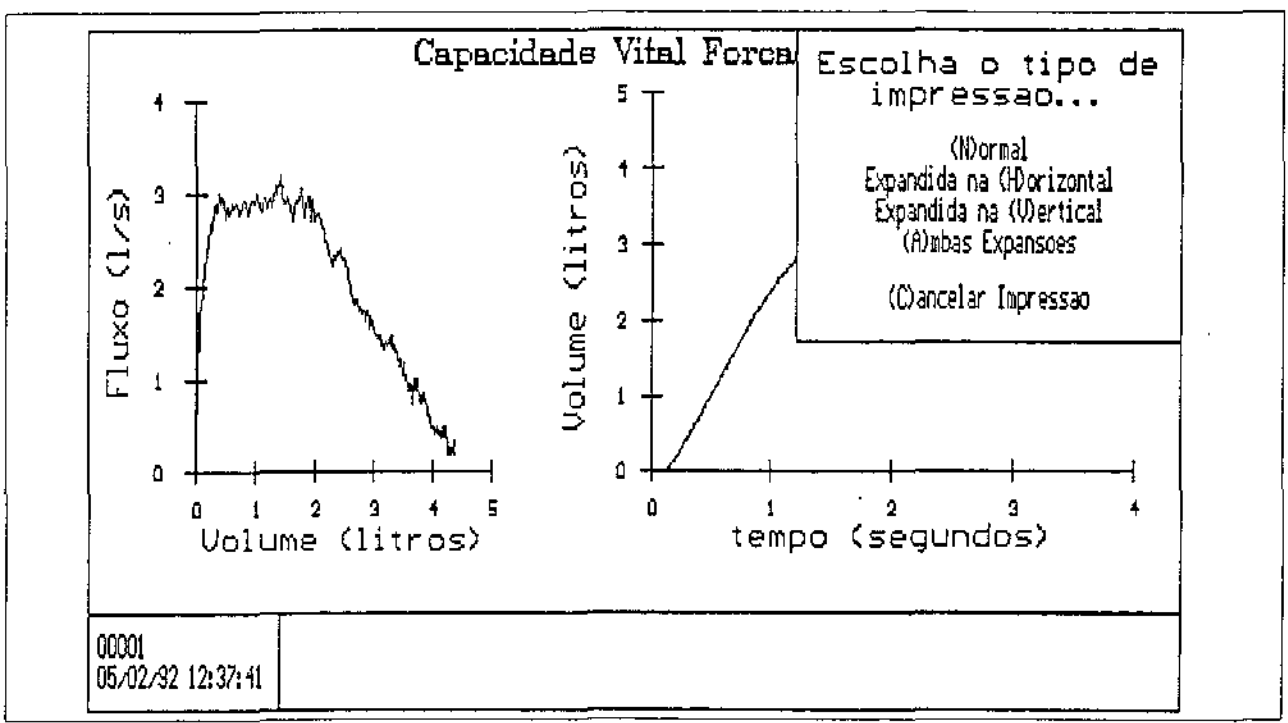

Figura 23

Impressão dos gráficos.

Em seguida a cada teste, é feito o diagnóstico, baseado nos dados de sexo/altura do paciente e nos valores considerados *normais*. As figuras abaixo mostram o que é informado ao operador após a realização de um exame tipo *VC*.

```
Pac. #00001, Armando De Oliveira Fortuna                  , sexo M 25 anos, 172 cm
Data do Exame: 05/02/92, as 12:49:04 horas.          >> SEM BRONCODILATADOR <<

                 Obtido   Previsto   %Previsto              Comentarios
VC  (l)           4.73      4.70      100.68        Padrao Restritivo AUSENTE.

Voce quer adicionar alguma observacao sobre o exame acima? (S/N) :
```

Figura 24

Análise feita sobre um teste tipo VC.

Já o *FVC* fornece resultados muito mais elaborados, como pode ser visto na figura abaixo.

```
Pac. #00001, Armando De Oliveira Fortuna                  , sexo M 25 anos, 172 cm
Data do Exame: 05/02/92, as 12:37:41 horas.          >> SEM BRONCODILATADOR <<

                 Obtido   Previsto   %Previsto              Comentarios
FVC  (l)          4.39      4.70       93.27        Padrao Obstrutivo MODERADO.
FEF25-75 (l/s)    2.79      5.29       52.87         Padrao Restritivo AUSENTE.
FEV1 (l)          2.41      4.10       58.71           Possivel OBSTRUCAO das
MVV (l/m)        90.20    177.58       50.80          Vias Aereas Superiores.
FEV05 (l)         1.02      3.19       31.90        GRAU DE OBSTRUCAO pode estar
FEV3 (l)          4.30      4.37       98.33                SUBESTIMADO.
FEV1/FVC          0.55      0.87       62.95   Baixo esforco expiratorio inicial.

Voce quer adicionar alguma observacao sobre o exame acima? (S/N) :_
```

Figura 25

Análise de um exame tipo FVC.

É possível ao usuário *acrescentar* algum comentário que lhe pareça conveniente acerca do exame, que ficará gravado no registro do teste.

4.2.2.3. Comparação de exames e efeito de broncodilatadores

A comparação entre exames visa determinar o *melhor* resultado obtido pelo paciente após a realização de uma série de provas. Segue o padrão da ATS publicado em [AMER87]. Lá está expresso que o *melhor* resultado é o *maior valor* do **FVC** e do $\mathbf{FEV_{1,0}}$, *independentemente* de terem ocorrido na mesma prova ou não. No caso do exame tipo *VC*, o *melhor* valor é o *máximo* volume expirado.

Inicialmente, o sistema mostra os exames marcados para comparação, dois a dois, como na figura 26.

```
Pac. #00001, Armando De Oliveira Fortuna          , sexo M 25 anos, 172 cm
Data do Exame: 05/02/92, as 12:37:41 horas.     >> SEM BRONCODILATADOR <<

                Obtido    Previsto   %Previsto          Comentarios
FVC  (l)          4.39        4.70       93.27    Padrao Obstrutivo MODERADO.
FEF25-75 (l/s)    2.79        5.29       52.87     Padrao Restritivo AUSENTE.
FEV1 (l)          2.41        4.10       58.71       Possivel OBSTRUCAO das
MVV (l/m)        90.20      177.58       50.80      Vias Aereas Superiores.
FEV05 (l)         1.02        3.19       31.90    GRAU DE OBSTRUCAO pode estar
FEV3 (l)          4.30        4.37       98.33             SUBESTIMADO.
FEV1/FVC          0.55        0.87       62.95 Baixo esforco expiratorio inicial.

Pac. #00001, Armando De Oliveira Fortuna          , sexo M 25 anos, 172 cm
Data do Exame: 05/02/92, as 12:39:42 horas.     >> SEM BRONCODILATADOR <<

                Obtido    Previsto   %Previsto          Comentarios
FVC  (l)          4.57        4.70       97.15    Padrao Obstrutivo MODERADO.
FEF25-75 (l/s)    2.90        5.29       54.79     Padrao Restritivo AUSENTE.
FEV1 (l)          2.45        4.10       59.91       Possivel OBSTRUCAO das
MVV (l/m)        92.05      177.58       51.84      Vias Aereas Superiores.
FEV05 (l)         1.06        3.19       33.41    GRAU DE OBSTRUCAO pode estar
FEV3 (l)          4.47        4.37      102.18             SUBESTIMADO.

Escolha: <I>mpressao de tela, ou <P>roxima tela :_
```

Figura 26

Exibição simultânea do resultado de dois exames durante uma comparação.

Depois de todos os exames marcados serem exibidos, o sistema calcula o melhor valor dos parâmetros nos testes, e os mostra na tela do microcomputador (figura 27, no caso de exame tipo *FVC*).

```
Melhores Valores obtidos pelo paciente

Melhor FVC  =   4.57 (litros BTPS)
Melhor FEV1 =   2.45 (litros BTPS)




Escolha: <I>mpressao de tela, <R>etorno aos graficos ou <E>ncerrar :_
```

Figura 27

Melhor valor do FVC e $FEV_{1,0}$ após comparação entre exames.

Quando levamos em conta o uso de broncodilatadores, obtemos outro tipo de comparação, semelhante à mostrada acima, só que com a avaliação do grau de resposta do paciente àquele medicamento.

4.3. Software residente (firmware)

O programa que está gravado em *EPROM* no protótipo, tem as seguintes funções:

» inicializar registradores de controle de periféricos da *CPU*,

» processar os comandos emitidos pelo usuário,

» atualizar a data e hora,

» controlar disponibilidade de memória para o armazenamento de novos exames,

» realizar os exames,

» analisar os exames, fazendo possíveis comparações entre eles,

» enviar à impressora as informações pertinentes aos exames realizados,

» enviar ao microcomputador hospedeiro os dados dos exames em memória,

» prover facilidades para calibração do sistema.

4.3.1. Estruturação do código

O programa que é executado no *Espirotec I* foi dividido em três níveis distintos, conforme a tabela 5.

Tabela 5

Divisões lógicas do software executado pelo protótipo.

Interface com o usuário.
Rotinas de nível intermediário
BIOS
Hardware

» I) No nível superior, encontramos o código responsável por, entre outras coisas: *interface* com o usuário, análise de exames e supervisão geral do sistema.

» II) Imediatamente abaixo, estão as rotinas que fazem a ligação entre o nível anterior e o *BIOS** da máquina. Este segmento foi colocado para que não se sobrecarregasse nem o *BIOS* nem o programa do usuário com rotinas incompatíveis com seus respectivos níveis hierárquicos.

» III) Finalmente há o *BIOS*, que contém todas as rotinas de controle dos periféricos instalados em nosso protótipo. É portanto extremamente dependente do *hardware* utilizado.

Essa estrutura em três partes simplificou sobremaneira o desenvolvimento do *software*, além de permitir um melhor entendimento de sua organização.

Passamos agora a descrever mais detalhadamente as diferentes funções do *firmware*.

* *Basic Input/Output System* - Conjunto de rotinas que controlam o acesso aos dispositivos ligados ao sistema.

4.3.2. Programação dos registradores da CPU

Conforme descrito na seção 3.3.1., a *CPU* utilizada incorpora dentro de si diversas unidades funcionais e recursos para a decodificação de endereços, que são configurados através da programação inicial de um conjunto complexo de registradores.

Assim sendo, antes que o microcomputador realize qualquer tarefa após ser ligado (ou re-inicializado via operação de *reset*), é necessário que se programe os registradores de decodificação de endereços, para que a *CPU* reconheça a existência das memórias e periféricos presentes no protótipo.

O controlador de interrupção e os *timers* são também inicialmente configurados nos modos de operação adequados, através da programação dos respectivos registradores.

4.3.3. Aceitação de comandos do usuário

Estando o *Espirotec I* pronto para receber comandos, um teclado é empregado para fornecer-lhe as instruções de operação.

Este componente possui teclas de contrôle, além de digitos numéricos e alfabéticos para entrada de dados na unidade (vide seção 3.3.7.).

O envio dos comandos ao protótipo é solicitado pelo *firmware* através do *LCD*, onde são apresentadas opções de ação, com o operador escolhendo a que for mais conveniente no momento.

4.3.4. Opções de configuração

Após o *Espirotec I* ser ligado, é necessário configurar, via teclado, algumas de suas variáveis operacionais:

» acertar a data e a hora,

» fornecer a temperatura ambiente (em °C),

» executar o procedimento de calibração.

Atualmente, as três opções *devem* ser executadas quando a unidade é ligada. Além disso, a temperatura ambiente deve ser informada toda vez que houver uma alteração de ±1 °C desde o último valor registrado.

É importante a data e a hora serem informadas corretamente após a ligação do protótipo, uma vez que estes dados são usados na distinção entre diferentes exames de um mesmo paciente. A hora é mantida pelo *timer* 2 da *CPU*, internamente alimentado com uma freqüência de 768 kHz (isto é, a freqüência do cristal dividida por 8), e programado para gerar uma interrupção a cada 10 ms.

A calibração (vide seção 5.4.) deve ser repetida a intervalos regulares de tempo, ou quando o usuário tiver razões para acreditar que ocorreu qualquer alteração na mesma, devido à limpeza do pneumotacógrafo, por exemplo.

Em um equipamento alimentado por bateria, a data e a hora seriam mantidas corretas, bem como o último coeficiente de calibração, o que desobrigaria o usuário a ter que repetir estes passos da configuração toda vez que ligar o *Espirotec I*. Seria também possível automatizar a aquisição da temperatura, conforme sugerido na seção 6.2.

4.3.5. Controle de disponibilidade de memória

Quando se realiza um exame, armazenam-se os dados colhidos pelo pnumotacógrafo na memória, visando possível transmissão para um microcomputador externo. Assim, é necessário que o sistema tenha acesso e controle sobre a memória disponível.

Caso haja espaço na memória para a realização de um exame, o sistema procede normalmente. Caso contrário, é solicitado ao operador que remova um ou mais exames da memória, ou que conecte a unidade ao microcomputador, para que todos os exames guardados sejam transferidos para o micro externo e a memória, esvaziada. Após essa operação, o *Espirotec I* fica pronto para a realização de novos exames. Com a quantidade de memória disponível (vide seção 3.3.2.), a capacidade de armazenamente é de 6 exames.

4.3.6. Realização dos exames

Para a realização do teste espirométrico, é necessário introduzir no sistema, via teclado, determinadas informações relativas ao paciente:

» número de identificação no cadastro (vide seção 4.2.1.),

» sexo,

» idade (em anos),

» altura (em centímetros),

» tipo do exame (*FVC* ou *VC*),

» uso ou não de broncodilatadores.

O sistema acrescenta automaticamente a data, hora e temperatura ambiente na qual foi executada o exame, e procede a um ajuste de freqüência, como explicado na seção 4.3.6.1. Em seguida, a mensagem de PRONTO é exibida no *LCD*, e o *Espirotec I* passa a amostrar 100 vezes por segundo a freqüência de saída do módulo analógico.

O paciente em seguida deve expirar pelo pneumotacógrafo, sendo muito importante nessa hora o estímulo por parte do operador (vide apêndice A). Existem indivíduos que não

conseguem realizar a manobra espiromêtrica caso não sejam bastante estimulados. Outros não a podem mesmo executar.

A análise da seqüência de valores medidos permite a detecção do início e fim de exame (seção 4.3.6.2.), e o vetor de valores das freqüências compreendido entres estes dois instantes, corresponde aos dados primitivos do exame. É este vetor que é armazenado e processado para avaliação dos fluxos e volumes e/ou transmitido ao microcomputador externo para processamento (seção 4.3.9.).

4.3.6.1. Auto-zero de freqüência

Conforme já mencionado (seção 3.2.), o circuito de conversão V/F realiza a conversão de uma grandeza analógica, em digital. A grandeza analógica é a tensão de saída do transdutor, devidamente amplificada (seção 3.2.3.), e a digital são pulsos, contados pela nossa *CPU*. Essa conversão é linear, indo desde 0 Hz (para uma tensão de entrada de 0 V), até 100 kHz, para uma tensão de -10 V. Assim, dentro de um espectro de freqüências máximo de 100 kHz, somos capazes de registrar todas as diferenças de pressão encontradas na manobra expiratória.

Em princípio, o módulo analógico deveria gerar uma *freqüência zero* quando não há fluxo através do pneumotacógrafo. Entretanto, em todo sistema de amplificação analógica, especialmente aqueles envolvendo altíssimos ganhos como o nosso, há uma constante flutuação dos valores de saída (*drift*), decorrente de variações na temperatura, tensões de alimentação e envelhecimento dos componentes, além de um desbalanceamento (*offset*) inerente aos próprios transdutores e amplificadores. Isso resulta no fato que uma entrada em zero não necessariamente produz uma saída zero.

O *ajuste grosso** do *offset* é feito através de potenciômetros internos no circuito. Porém, como os fatores acima mencionados alteram constantemente o *offset*, a maioria dos sistemas modernos controlados por microprocessador, possui recursos para executar a cada utilização, automática e continuamente, a compensação de *offset*. Este procedimento é denominado de *auto-zero*.**

Obviamente, todos os procedimentos de auto-zero e auto-calibração supõem que o *drift* é suficientemente lento para que, durante o período de um exame, a calibração permaneça válida. Esta é certamente uma hipótese válida em nosso caso, já que o *drift* se manifesta em minutos ou horas, e um exame demora menos de 30 segundos.

* A regulagem elétrica do sistema analógico para que o *fluxo zero* corresponda a uma *freqüência de saída zero*.

** Uma alternativa menos sofisticada e utilizada em instrumentos antigos, é tornar o potenciômetro de ajuste acessível ao usuário e exigir que este ajuste *manualmente* o zero antes de *cada* utilização

Os sistemas mais sofisticados de auto-zero* são controlados digitalmente, usando conversores D/A** para determinar o valor do ajuste do *offset*, de maneira a eletricamente ajustar o circuito, naquele instante, para que uma entrada zero resulte em saída zero.

No *Espirotec I*, não foi necessário utilizar um sistema tão sofisticado. Foi suficiente adotar um procedimento de auto-zero por *software*: medições cuidadosas realizadas durante vários dias e em diversas condições, revelaram que a máxima flutuação da freqüência de saída fica abaixo de +5 kHz. Adotou-se então uma calibração inicial fazendo o fluxo zero corresponder a 10 kHz. Assim, mesmo que no pior caso de *drift*, a freqüência f_0 correspondente ao zero será da ordem de 15 kHz, permitindo uma excursão de 85 kHz antes de saturar o conversor V/F, cuja faixa de operação termina em 100 kHz.

Dadas as características de sensibilidade do transdutor empregado e o ganho do sistema V/F, esta faixa de 85 kHz é suficiente para medir picos de fluxo que ocorram em testes espirométricos.

Concluindo, o procedimento de auto-zero é o seguinte: imediatamente antes de iniciar um exame, registramos o *valor zero* do circuito analógico, correspondente a um fluxo *zero* através do pneumotacógrafo. Faz-se uma leitura contínua dos valores de freqüência para fluxo zero, e após alguns segundos obtém-se, através de média aritmética, nosso valor f_0 de referência. É a esse valor médio a que o circuito deve retornar após o encerramento do exame (isto é, após o valor do fluxo ter voltado a zero). Em nossos testes, o circuito analógico *sempre* retornou a esse valor após o fim da manobra expiratória. É importante que não seja feito nenhum movimento brusco com o pneumotacógrafo durante este tempo de aferição, pois devido à sensibilidade de nosso circuito, qualquer movimento mais forte pode ser interpretado como o início de exame, ou ainda, como uma elevação no valor base, prejudicando a manobra espirométrica.

4.3.6.2. Detecção de início e fim de exame

Uma vez determinado o valor da freqüência f_0, estamos aptos a reconhecer o início de um exame. Este se caracteriza por um aumento de Δf_E nos valores de freqüência fornecidos pelo conversor V/F, em relacão à nossa freqüência f_0.

Deve-se ter cuidado, porém, para não interpretar *ruídos* como início de exame, uma vez que eles *também causam* variações de freqüência em torno de f_0, às quais denominaremos de Δf_R.

---

* No capítulo referente a extensões a este trabalho, é proposta a adição de um destes sistemas ao *Espirotec I*.

** Conversores digitais/analógicos, que realizam função inversa aos dos conversores analógico/digitais.

O efeito causado pelo ruído pode ser minimizado tomando Δf_E tal que

$$\Delta f_{R\,max} < \Delta f_E \qquad \textbf{4.3.6.2.I.}$$

ou seja: deve-se escolher o incremento de freqüência Δf_E tal que o ruído esperado não o ultrapasse e seja confundido com o início de exame.

Mesmo com a escolha adequada do valor de Δf_E, não se pode garantir que um ruído mais forte não ultrapassará o limite definido pela equação 4.3.6.2.I. A solução é determinarmos que freqüências maiores ou iguais a

$$f_0 + \Delta f_E \qquad \textbf{4.3.6.2.II.}$$

e que portanto, *indicam* o início do exame, devam ser registradas por um tempo mínimo Δt_E, para que se *confirme* o início de um exame. Definimos esse tempo igual a 0,1 segundo, que não sendo satisfeito, indica um falso início de exame. As medidas registradas durante esse intervalo são então abandonadas, e o *Espirotec I* se prepara automaticamente para a detecção de outro início de exame.

Problema análogo é a identificação do término da manobra expiratória. O método de determinação do auto-zero da freqüência nos fornece uma maneira de acusar o fim de um exame: supõe-se que o este terminou quando os últimos valores de freqüência fornecidos pelo módulo analógico, diferem da nossa freqüência f_0 por uma valor menor ou igual a Δf_F.

Segundo a ATS, pode-se dar o exame como encerrado quando após dois segundos, não houver aumento de volume. Para nós isto representa a leitura de valores na faixa de $f_0 \pm \Delta f_F$, continuamente durante 2 segundos (o que totaliza 200 medidas). O exame é então dado por encerrado, e esse tempo extra de 2 segundos é descontado do tempo expiratório total.

Após o fim do exame, a freqüência f_0 é subtraída de todas as medidas espiratórias obtidas, garantindo assim valores absolutos em termos de variação de freqüência.

4.3.6.3. Registro do valor de fundo de escala

Após o fim da prova espirométrica, chaveamos a alimentação do conversor V/F para a nossa tensão de referência (seção 3.2.4.), de forma que ele passe agora a gerar a máxima freqüência possível (*fundo de escala*). Assim, podemos determinar se nosso fundo de escala foi alterado (e conseqüentemente, se a sensibilidade também o foi), e fazermos os ajustes necessários (seção 5.4.2.). No caso de extrema diferença entre esses dois valores do fundo de escala, o *Espirotec I* informa ao usuário a condição de erro e abandona o exame.

O fato de se registrar o valor do fundo de escala somente uma vez a cada exame, após o procedimento de calibração, decorre da hipótese que o mesmo não seja alterado durante toda a execução do exame. Conforme já exposto, esta é uma hipótese perfeitamente válida em nosso caso.

4.3.7. Análises e comparações entre exames

Em seguida à realização de um exame, é exibida uma análise dos parâmetros espirométricos obtidos e dos normais, estes últimos baseados nas características do paciente. Finalmente, são feitos comentários acerca do estado da função pulmonar do indivíduo (apêndice C).

O operador pode, caso esteja satisfeito com o *desempenho* do indivíduo avaliado, armazenar os dados na unidade, ou liberar a memória ocupada por esse exame, para a execução de outro teste. É possível também comparar o resultado obtido com um exame prévio, visando quantificar a variação observada. Esse item é especialmente importante quando são empregados broncodilatadores [SHI89]. A comparação entre resultados visa determinar o melhor *desempenho* do paciente nos exames, segundo o padrão da ATS [AMER87].

Neste ponto é fundamental que sejam feitas operações com números de ponto flutuante, uma vez que estamos tratando com valores que não são inteiros. Essas operações são computacionalmente pesadas, tanto que existem circuitos integrados (co-processadores) dedicados a implementá-las eficazmente. Como a adição desse tipo de componente no *Espirotec I* seria injustificável devido a seu custo e consumo, tivemos necessidade de empregar no *Espirotec I* procedimentos que fizessem cálculos em ponto flutuante de forma eficiente.

Para tanto adotou-se um pacote de rotinas escritas em *linguagem de máquina* da *CPU* 80188. Conseguiu-se deste forma, alta velocidade e economia de espaço* de código. Graças a esse cuidado, o tempo de análise dos exames é curto (da ordem de alguns poucos segundos).

No capítulo 5, estão descritas as operações necessárias para a obtenção dos valores de fluxo e volume a partir das medidas de freqüência, bem como os procedimentos que devem ser aplicados para a conversão dos valores ATPS para BTPS (vide também apêndice D).

4.3.8. Envio dos resultados à impressora

É opcional o registro dos resultados na impressora. Esses são apresentados de forma tabular, com o valor de cada grandeza registrada e o previsto, bem como com a relação

* Ainda assim, esse conjunto de rotinas ocupa cerca de 1/3 do espaço disponível atualmente na *EPROM*.

porcentual entre elas, e uma interpretação baseada em todo o conjunto. Vide tabela 2 e apêndice C.

Conforme já descrito, pode ser utilizada qualquer impressora e cabo compatível com o PC. As figuras 29 e 28 apresentam relatórios típicos produzidos diretamente pelo espirômetro conectado a uma impressora.

```
            *** IDENTIFICAÇÃO DO PACIENTE ***

Paciente N# 00001
Sexo: Masculino
Idade: 25 anos
Altura: 172 cm
Data e Hora do Exams: 05/02/92 às 12:49
Exame: VC
Broncodilatador: Não
Tempo Expiratório: 3,49 segundos

   *** Valores Espirométricos Obtidos e Previstos ***

VC:  Valor Obtido:    4,73 l
     Valor Previsto:  4,7 l
     Obtido/Previsto: 100,6%

                *** Interpretação ***

Padrão Restritivo: Ausente
```

Figura 28

Relatório impresso pelo espirômetro ao fim de um teste tipo VC.

```
            *** IDENTIFICAÇÃO DO PACIENTE ***

Paciente N# 00001
Sexo: Masculino
Idade: 25 anos
Altura: 172 cm
Data e Hora do Exams: 05/02/92 às 12:37
Exame: FVC
Broncodilatador: Não
Tempo Expiratório: 3,35 segundos

   *** Valores Espirométricos Obtidos e Previstos ***

FVC: Valor Obtido:    4,38 l
     Valor Previsto:  4,7 l
     Obtido/Previsto: 93,2%

FEF: Valor Obtido:    2,95 l/s
     Valor Previsto:  5,2 l/s
     Obtido/Previsto: 55,9%

FF1: Valor Obtido:    2,38 l/s
     Valor Previsto:  4,0 l/s
     Obtido/Previsto: 58,1%

MVV: Valor Obtido:    89,31 l/m
     Valor Previsto:  177,5 l/m
     Obtido/Previsto: 50,2%

Tif: Valor Obtido:    0,54
     Valor Previsto:  0,8
     Obtido/Previsto: 62,3%

F05: Valor Obtido:    0,98 l
     Valor Previsto:  3,1 l
     Obtido/Previsto: 30,9%

FF3: Valor Obtido:    4,29 l
     Valor Previsto:  4,3 l
     Obtido/Previsto: 98,2%

                *** Interpretação ***

Padrão Obstrutivo: Moderado
Padrão Restritivo: Ausente
Possível Obstrução das Vias Aéreas Superiores.
Nível de Obstrução pode estar SUBESTIMADO.
Baixo Esforço Expiratório Inicial.
```

Figura 29

Relatório impresso pelo espirômetro ao fim de um teste tipo FVC.

4.3.9. Comunicação com microcomputador externo

Quando o operador desejar, ou quando a memória da unidade estiver totalmente lotada, existe a facilidade de transferência das informações armazenadas na unidade, para um microcomputador externo.

Os dados transferidos são:

» número de identificação do paciente (vide seção 4.2.1.),

» data e hora do exame,

» sexo, idade e altura do paciente,

» tipo de exame (*FVC* ou *VC*),

» emprego ou não de broncodilatador,

» temperatura ambiente na hora do exame,

» tempo expiratório total do paciente,

» a constante de calibração,

» uma cadeia de valores retirados do conversor V/F, representando cada medida de freqüência registrada durante o exame.

Note-se que os dados transferidos são os valores primitivos disponíveis no aparelho, independentemente de qualquer análise ou manipulação.

Com esses dados, mais *software* adequado, pode-se manipular de forma praticamente irrestrita os resultados, provendo-se assim o profissional com uma excelente ferramenta para estudos estatísticos, e análises específicas. Observe-se ainda que o programa de análise implementado no micro hospedeiro (seção 4.2.2.) é um exemplo de tal *software* externo para análise dos resultados. No caso, este programa duplica no IBM-PC™ os algoritmos de avaliação de exames e indicação de diagnósticos que estão implementados em *firmware* no protótipo.

No próximo capítulo, podem ser encontradas informações acerca dos procedimentos de calibração e o desempenho do protótipo.

Capítulo 5: Desempenho do Protótipo

Este capítulo expõe os resultados obtidos pelo *Espirotec I* em suas medidas de fluxo e volume, o procedimento experimental e os cálculos que foram desenvolvidos para chegarmos até elas.

5.1. Análise do pneumotacógrafo

Terminada a construção de nosso pneumotacógrafo, procedemos ao estudo de suas características quando submetido a fluxos de gases. Esta análise constitiu no levantamento experimental da *curva de calibração* fluxo *versus* Δp do pneumotacógrafo, indispensável para podermos determinar o fluxo expiratório durante um teste pulmonar.

Nessas medições, contamos com a colaboração do Prof. Dr. Kamal Ismail, que nos cedeu equipamento próprio a esse fim. O instrumental consistia em um *laminador de fluxos* Meriam™ calibrado, manômetros de precisão, barômetro, termômetro e uma bomba de ar, que fornecia um fluxo constante e uniforme, desde 0 até pouco mais de 10 l/s. O laminador de fluxos é um tipo de pneumotacógrafo de *Fleish*, de alta precisão e para o qual o fabricante fornece a *curva de calibração*.

A montagem experimental está mostrada na figura 30. Nela, temos indicado:

» o pneumotacógrafo sendo avaliado (P),

» o *laminador de fluxo* (L),

» manômetros diferenciais de precisão M_{p1} e M_{p2},

» manômetro em "U" (M_1) para a avaliação da pressão relativa do gás que passava pelo laminador, em relação à atmosférica,

» uma bomba de sucção (B), com saída controlada por uma válvula tipo "gaveta",

» um termômetro (T), colocado próximo à extremidade do pneumotacógrafo.

Havia também um barômetro, para a avaliação da pressão atmosférica corrente.

Na execução das medidas, seguiram-se as instruções do manual de instalação e operação do laminador, tomando-se o cuidado de executar as correções necessárias devidas a:

» variação da viscosidade do ar com a temperatura,

» pressão de entrada do ar no laminador.

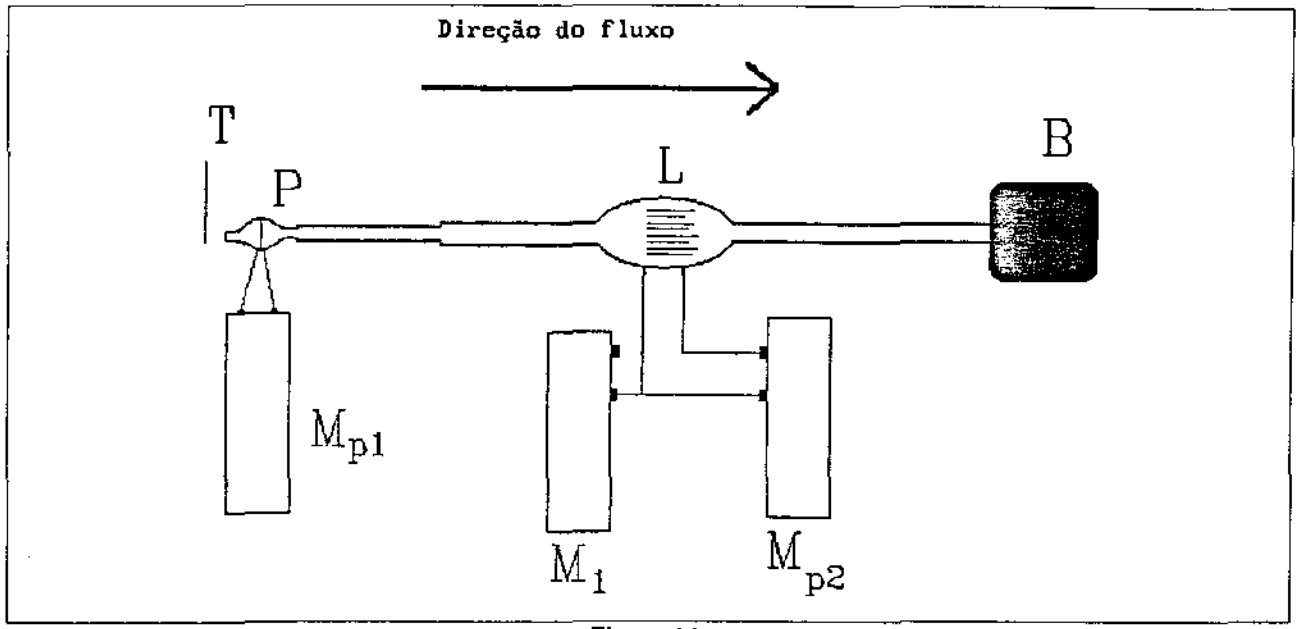

Figura 30

Montagem experimental visando a obtenção da curva de calibração do pneumotacógrafo.

5.1.1. Procedimento experimental

Inicialmente, era feita uma verificação na calibração de todos os manômetros. Vazamentos na tubulação e nos tubos que conectavam os manômetros aos medidores foram pesquisados, visando garantir um sistema estanque. A bomba de sucção era então acionada, e o conjunto deixado em funcionamento por 5 minutos para a eliminação de quaisquer fatores transientes que afetassem as medidas.

Feito isso, iniciavam-se as medições. A válvula da bomba de sucção tinha sua abertura levemente alterada, sendo anotados os valores dos manômetros após cerca de 1 minuto, tempo necessário para o manômetro M_{p1} atingir o equilíbrio, uma vez que seu líquido interno tinha uma elevada viscosidade. Anotava-se também a temperatura de entrada do ar no sistema, indicada pelo termômetro T.

O manômetro M_1 tinha uma de suas entradas abertas para a atmosfera, e registrava a diferença de pressão entre o ar atmosférico e o ar que passava através do laminador. Esse valor era convertido para a pressão absoluta de entrada do gás no laminador.

Repetiu-se essa operação várias vezes, até a abertura completa da vávula, quando então recomeçaram as medidas. Ao todo, 4 conjuntos de medidas foram realizados.

5.1.2. Equação do pneumotacógrafo

Após as correções mencionadas acima, foi possível levantar a curva de calibração fluxo (l/s) *versus* diferencial de pressão (dp - mmH_2O) da peça, curva esta que se revelou, como esperado, aproximadamente linear. A figura 31 mostra a curva obtida ajustada (*fitted*) aos pontos experimentais, a partir do método dos mínimos quadrados, onde adotou-se uma

equação do tipo ax^2+bx+c, uma vez que o conjunto de pontos obtidos experimentalmente indicava uma leve curvatura [HOL50]. Note-se o excelente ajuste da curva aos pontos.

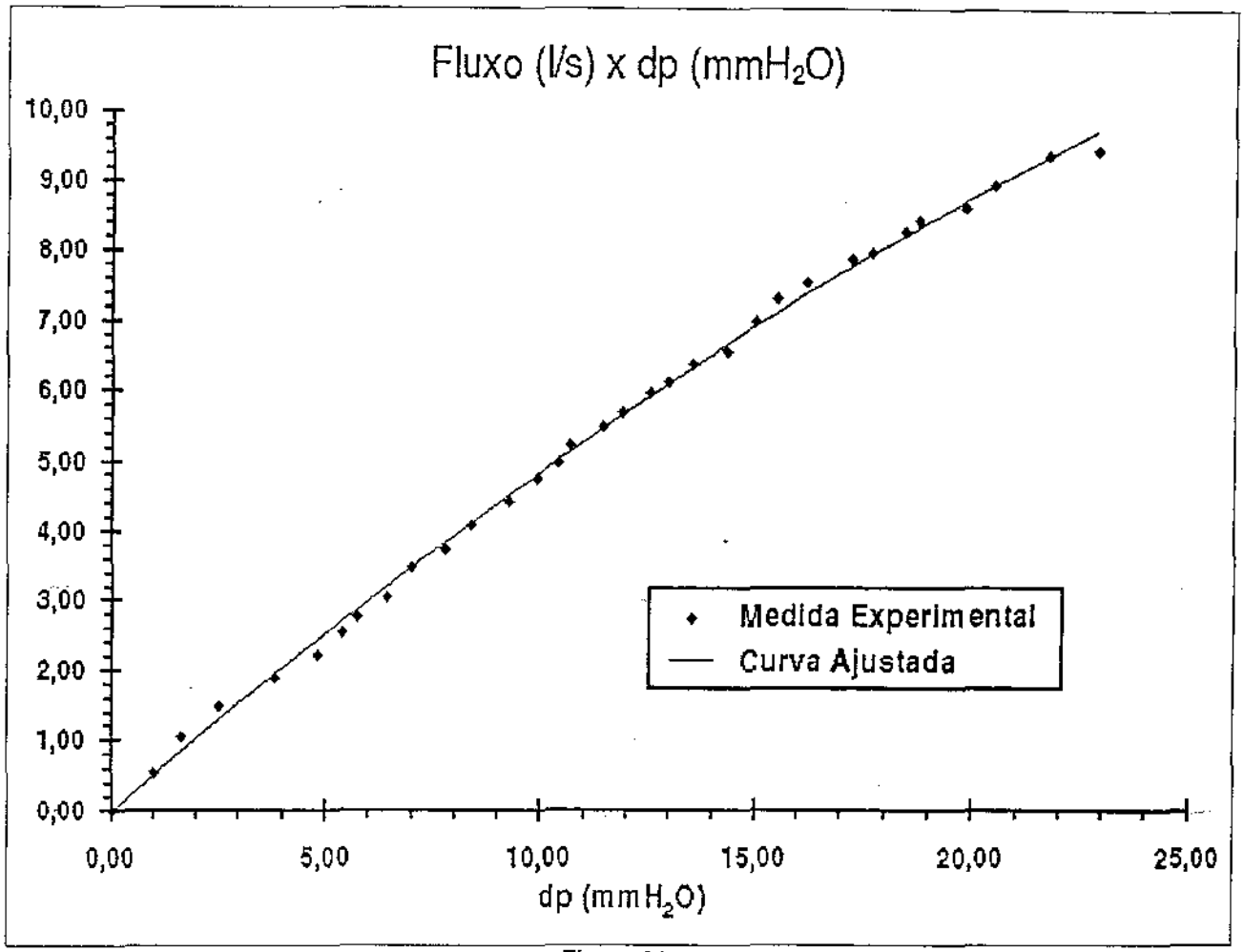

Figura 31

Curva de calibração do pneumotacógrafo. Gráfico fluxo (l/s) x dp (mmH_2O).

Os valores dos termos *a*, *b* e *c* obtidos de acordo com o métodos dos mínimos quadrados, foram os seguintes:

» $a = -0{,}0046$

» $b = 0{,}5316$

» $c = 0$

Dessa forma, a equação que relaciona o fluxo ($\dot{V}$ - em l/s) com o diferencial de pressão (Δp, no intervalo entre 0 e 25 mmH_2O) em nosso pneumotacógrafo é,

$$\dot{V}(\Delta p) = -0{,}0046\,(\Delta p)^2 + 0{,}5316\,(\Delta p) \qquad \textbf{5.1.2.0.I.}$$

Deve-se salientar que esta curva se aplica ao ar atmosférico na temperatura de 25 °C. Nesta *temperatura de referência*, a qual denominaremos T_R, o ar possui uma viscosidade η_R. No caso de medidas em outras temperaturas e viscosidades, deveremos fazer as correções apropriadas, em relação aos pontos de referência acima.

A pequena não-linearidade está expressa no coeficiente de x^2, que é duas ordens de grandeza menor que o coeficiente linear. Não se desprezou porém, este coeficiente, uma vez que para altos fluxos, ele nos fornece contribuições da ordem de 10%.

5.1.3. Avaliação dos resultados

Foi obtida uma curva semelhante à da figura 31 para o pneumotacógrafo de *Fleish* importado, que também não se revelou perfeitamente linear. Porém notou-se que o diferencial de pressão em nossa peça era superior em 60% à daquele pneumotacógrafo, a um mesmo fluxo.

Esta diferença não implica em nenhuma dificuldade, uma vez que o relatório da ATS recomenda uma perda de carga máxima de

$$1{,}5\ \frac{cmH_2O}{l/s} \qquad \textbf{5.1.3.0.I.}$$

para fluxos compreendidos entre 0 e 12 l/s [AMER87]. Observando-se o gráfico da figura 31, podemos verificar que nossa perda de carga é aproximadamente de

$$0{,}22\ \frac{cmH_2O}{l/s} \qquad \textbf{5.1.3.0.II.}$$

ficando portanto, quase uma ordem de grandeza abaixo do máximo recomendado.

Os erros experimentais no levantamento dos dados contantes no gráfico da figura 31, foram estimados em cerca de 0,2 l/s, e se devem principalmente a dificuldades na leitura da curva de calibração do laminador.* Outra fonte de imprecisões ocorre em baixos fluxos, onde o diferencial de pressão é mínimo ($< 1{,}5\ mmH_2O$), e os erros relativos (principalmente do manômetro M_1, de desenho em U, simples) tornavam-se grandes.

Estes erros experimentais de calibração do pneumotacógrafo são os que mais afetam a precisão de nosso sistema. Em grande parte são resultantes da utilização de equipamentos que não foram projetados para calibrações a fluxos e pressões tão baixos. Seria extremamente importante refazer a calibração do pneumotacógrafo utilizando equipamento

* A curva de calibração original fornecida pelo fabricante não estava disponível, e tivemos que utilizar uma cópia xerox de baixa qualidade.

de alta precisão, projetado para operar na faixa que nos interessa, equipamento este que não nos foi possível localizar na UNICAMP.

Não foram considerados fatores de dilatação térmica com a temperatura, do material que compõe a rede. A alteração na área aberta da rede seria menor que 0,003%/°C na faixa abaixo de 100 °C.

Uma curva como a obtida está dentro do que encontrou Finucane, sendo que alterando-se a geometria do pneumotacógrafo, pode-se obter diferenças significativas na inclinação da curva de calibração [FIN72].

5.2. Análise do módulo analógico

O protótipo do módulo analógico descrito na seção 3.2., foi montado em placa de circuito impresso. Inicialmente, testamos apenas o desempenho do conversor V/F, que apresentou em toda a faixa de operação (0 a -10 V), excelente linearidade. Esta foi compatível com o valor de ±0,03% especificado pelo fabricante da pastilha LM331 VFC utilizada.

Em seguida foram adicionados ao conjunto seus dois estágios de ampliação, e precedeu-se à sua avaliação. Não foram registrados quaisquer problemas de oscilações ou de não linearidade, dentro da precisão dos equipamentos empregados nos testes.

Não foi possível avaliar experimentalmente a linearidade do transdutor, mas de acordo com o seu *data sheet*, deve ser melhor que 0,20% do fundo de escala [MOT89]. Como estamos trabalhando apenas com aproximadamente 3% do fundo de escala, a linearidade passa a ser melhor que 0,006%.

Em seguida avaliamos a estabilidade do circuito analógico como um todo. Para isso, conectamos o pneumotacógrafo ao transdutor em nosso módulo analógico, e registramos a saída de freqüência. O pnuemotacógrafo estava em repouso, não havendo fluxos internos. Foram observadas variações de até +5 kHz com a temperatura ao longo do tempo, enquanto o circuito aquecia.

Depois de 60 minutos em funcionamento, quando se esperaria que o circuito já tivesse atingido o equilíbrio térmico com o ar ambiente, constatou-se uma contínua e lenta flutuação da freqüência de repouso, da ordem de ±1 kHz em períodos de 10 minutos aproximadamente, mas mantendo a média atingida após o aquecimento.

Dessa forma, ficou clara a necessidade de introduzirmos correções contra essas variações antes da realizacão de um exame, o que foi feito através do sistema de *auto-zero* (seção 4.3.6.1.), que permite a operação do *Espirotec I mesmo durante* o período de aquecimento inicial.

5.3. Análise do freqüencímetro

Conforme já descrito, a medição da freqüência é feita através da contagem do número de ciclos do sinal de freqüência, em um período de tempo (*gate*) conhecido. O requisito mais crítico em um freqüencímetro é que a duração do intervalo de contagem (largura do *gate*) seja estabelecida com a maior precisão e se mantenha constante nas sucessivas contagens.

Em freqüencímetros de alta precisão, o *gate* é gerado por um oscilador de grande estabilidade e controla, diretamente por *hardware*, o início e fim da contagem. Em nosso caso, como as freqüências a serem medidas são relativamente baixas em relação à freqüência de operação da *CPU* (100 kHz x 3 MHz), foi possível adotar um sistema mais simples, em que a abertura e fechamento da contagem é estabelecido por *software*.

Conforme já mencionado na seção 3.3.1., no *Espirotec I*, o momento em que deve ser realizada uma leitura da contagem da freqüência, é determinado por uma interrupção que ocorre a cada 10 ms, causada pelo *timer 2* da *CPU*, que é programado para desempenhar esta função. A rotina de atendimento de interrupção é a responsável pela leitura do *timer 1*, que por sua vez conta os pulsos vindos do conversor V/F.

O período entre duas leituras do *timer 1* é crítico e deve ser o mais constante possível. Como a rapidez no atendimento a uma interrupção pela *CPU* depende da instrução que a mesma está executando no momento do pedido, o período de tempo até que a *CPU* responda ao pedido não é fixo. No pior caso, assumindo os tempos da instrução mais longa,* temos, no caso da freqüência mais alta, um erro máximo de aproximadamente de 0,3%. Este valor é aceitável para a precisão que pretendemos atingir no *Espirotec I* (±3,0% nas medidas de volume), especialmente se considerarmos que se trata do pior caso.

Note-se que outros atrasos envolvidos, como o tempo para o início de execução da rotina de interrupção e os devidos às suas primeiras instruções, são constantes e têm seu efeito compensado na próxima interrupção.

Outro erro inerente ao processo de contagem é de "±1". Isso ocorre porque, quando vamos ler o *timer*, pode acontecer que essa leitura aconteça justamente durante a ocorrência de um pulso, que será perdido. Instantaneamente, o erro máximo é de 1,0% (supondo uma freqüência baixa de 10 kHz, o que só acontece antes do exame). Porém, como temos chances iguais de que aconteça ou não um pulso no momento da leitura, na média esse erro é muito próximo de zero, ainda mais durante o exame, onde registramos freqüências bem mais altas.

---

* De acordo com a ref. [INTEL90], seria a instrução POPA, com 83 ciclos de *clock*.

5.4. Calibração do protótipo

Depois de pronto o *Espirotec I*, foi necessário calibrá-lo experimentalmente. A princípio, podia-se fazer isso de duas maneiras distintas:

» através de um *gerador de fluxo variável*, que fornecesse um fluxo instantâneo conhecido,

» aplicando-se ao pneumotacógrafo um volume conhecido, através de um fluxo não necessariamente constante [AMER87].

Em nosso caso, a segunda alternativa foi a escolhida, pois não dispúnhamos de um gerador de fluxo de controle numérico. Assim, obtivemos uma seringa de precisão de 1000 cm^3 (erro < 1,0%), comercializada pela firma inglêsa Vitalograph™. Também tivemos acesso, graças à Prof.ª Érica do CEB/UNICAMP,* a uma seringa de 3000 cm^3 (1,6 % de erro no volume).

5.4.1. Procedimento experimental

Conforme já mencionado anteriormente (seção 4.3.), uma das funções colocadas no *firmware* do *Espirotec I* é a de permitir com uma manobra simples, sua calibração.

Inicialmente, deve-se assegurar que o pneumotacógrafo esteja na temperatura ambiente. Isso pode ser conseguido usando-se a própria seringa, fazendo-se com que alguns litros de ar, na temperatura ambiente, sejam bombeados através do pneumotacógrafo.

Em seguida informa-se ao aparelho qual a temperatura ambiente no instante da calibração, e fazendo-se uso da seringa de precisão, injeta-se ar atmosférico dentro do pneumotacógrafo. O movimento do êmbulo da seringa deve ser o mais uniforme possível, devendo a mesma ser completamente descarregada em um intervalo de 2 segundos, de acordo com a recomendação [AMER87]. Caso o volume calculado pela unidade não corresponda ao volume injetado** de ar (1,0 l), um *coeficiente de calibração*** é recalculado automaticamente. O aparelho permite que a calibração se dê em várias etapas, cada uma delas correspondendo a injeção de 1,0 l de ar. Em cada uma delas é recalculado o valor do coeficiente de calibração, com base no volume total de ar bombeado em todas as etapas,

---

* CEB - *Centro de Engenharia Biomédica.*

** Dentro da tolerância aceita de ±3,0%.

*** Detalhado na seção seguinte.

melhorando assim a precisão da calibração. Após algumas etapas* de calibração, o usuário determina ao espirômetro o fim do processo de calibração.

5.4.2. Coeficiente de calibração

Vários fatores interferem na leitura do valor da pressão diferencial obtida pela protótipo:

» efeitos do tempo (*drifts*) e temperatura, nos estágios de ampliação na placa do conversor V/F,

» variações na *viscosidade* do gás, que depende de sua temperatura e composição,

» geometria do pneumotacógrafo, que provoca efeitos de perda de carga não-lineares com o fluxo e *permeabilidade* da tela metálica (seção E.3.).

Para relacionarmos a perda de carga Δp com o número de ciclos registrados φ, podemos, uma vez que o módulo analógico apresenta excelente linearidade, escrever:

$$\Delta p = \frac{\varphi}{R} \qquad \textbf{5.4.2.0.I.}$$

onde R é um termo de proporcionalidade que contém, não só fatores relativos à resistência ao fluxo do pneumotacógrafo, como também efeitos geométricos do mesmo, e outros dependentes do módulo analógico, tais quais:

» sensibilidade do transdutor,

» coeficientes de amplificação,

» sensibilidade do módulo de conversão V/F.

Assim, é conveniente exprimir R através de uma relação composta por dois termos: o primeiro, referente à variação da viscosidade do gás sendo medido, η_M, em relação à viscosidade de referência η_R. O segundo termo, por nós denominado de *constante de calibração* K, está ligado a fatores como permeabilidade da rede e geometria do pneumotacógrafo. Então, temos:

5.4.2.0.II.

* 3 etapas seria um valor típico recomendável para seringas de 1 l, uma vez que o volume mínimo de calibração sugerido na literatura é de 3 litros [AMER87].

$$R = \beta K, \quad \beta = \frac{\eta_M}{\eta_R}$$

A variável adimencional β é importante pois exprime o fato que, para um mesmo fluxo, correspondem diferentes valores de Δp, dependendo da viscosidade $\eta(T,C)$ do gás, que é função da temperatura e da composição do mesmo. Como só possuímos a curva de calibração do pneumotacógrafo em uma condição determinada de viscosidade (η_R), é necessário converter nossas medidas de Δp feitas em uma viscosidade η_M, para o Δp que se obteria caso a medida tivesse sido feita em η_R. Essa operação é importante, uma vez que diferenças na viscosidade afetam diretamente a leitura do fluxo (e por conseqüência, do volume), em valores da ordem de 2,0% (seção D.2.).

Uma vez que conhecemos a função $\eta_M(T_M,C_M)$ (vide tabela 14), além do valor de referência* $\eta_R(T_R,C_R)$, o objetivo da calibração do espirômetro fica sendo o de determinarmos experimentalmente o valor de K, tal que a equação 5.4.2.0.I. satisfaça nossa condição de contorno na calibração: o *valor do volume final do gás bombeado para dentro do pneumotacógrafo* é fixo e conhecido. Em nosso caso, onde o conjunto de dados é composto por diversos valores instantâneos de fluxo, temos:

$$\sum_{i=0}^{t_{bombeamento}} \dot{V}(\Delta p(t_i)) = V_{seringa} \qquad \textbf{5.4.2.0.III.}$$

sendo a equação para $\dot{V}(\Delta p)$ dada por 5.1.2.0.I.

Note-se que a determinação de K a partir da equação 5.4.2.0.III., requer um processo iterativo, pois $\dot{V}(\Delta p)$ não é linear e Δp não é constante nas diversas amostragens. Caso a diferença entre o volume calculado seja maior que ±3,0% do volume bombeado pela seringa, o valor de K é proporcionalmente alterado, e repete-se o processo iterativo descrito acima. Caso contrário, o *Espirotec I* armazena o valor de K como sua nova constante de calibração.

Para encerrar o procedimento de calibração, é registrado o valor do *fundo de escala* (*fe*) da placa de conversão V/F (seção 4.3.6.3.). Isso é importante para avaliarmos a sensibilidade do sistema após a realização de uma prova pulmonar, pois quando mudamos a alimentação do circuito de conversão V/F para a nossa tensão de referência, ao fim da realização de um exame, o valor de freqüência registrado deve ser muito próximo do valor de *fe* registrado no momento da calibração. Caso contrário, a sensibilidade está alterada e uma nova calibração se faz necessária, uma vez que o valor de K certamente sofreu mudança. Dessa forma, é recomendável fazer-se uma nova calibração caso a tensão de *fe* difira, após o fim do exame

* Pois é obtido durante a calibração da unidade na termperatura T_R.

espirométrico, em mais de ±1,0% da tensão de *fe* registrada durante a calibração. Caso essa diferença seja detectada, o *software* informa-a ao operador. Se a diferença for menor que ±1,0%, o programa automaticamente faz a correção necessária, que é multiplicar todos os valores do diferencial de pressão pela razão:

$$\frac{fe_{\text{calibração}}}{fe_{\text{exame}}}, \qquad \textbf{5.4.2.0.IV.}$$

uma vez que, se fe_{exame} for menor que $fe_{\text{calibração}}$, a sensibilidade diminuiu, e precisamos aumentar proporcionalmente os valores lidos do conversor V/F.

5.4.3. Cálculo do coeficiente R

É possível calcular o valor de R a partir das características conhecidas dos vários componentes do sistema.

Seja φ o valor da contagem (em *ciclos*) registrada pela nossa *CPU*. Devemos inicialmente, converter essa contagem para tensão, realizando a operação inversa do módulo de conversão V/F.

Fazemos isso sabendo que temos uma relação linear em nosso conversor, de

$$-10000\,\frac{\text{Hz}}{\text{V}} \qquad \textbf{5.4.3.0.I.}$$

pois a tensão de entrada no conversor V/F é negativa. Assim, a tensão T_e em V que entra em nosso circuito de conversão é dada por

$$T_e = \frac{\varphi * Tx}{-10000} \qquad \textbf{5.4.3.0.II.}$$

onde Tx é nossa *taxa de amostragem*, igual a 100 amostragens por segundo.

Conforme foi explicado na seção 3.2.3., a tensão T_e resulta da ampliação, por um fator 19000, da tensão de saída T_t do transdutor de pressão. Dessa forma,

$$T_t = \frac{T_e}{19000} \qquad \textbf{5.4.3.0.III.}$$

Para relacionarmos a tensão T_t com a queda de pressão aferida, precisamos saber a relação $\Delta V/\Delta p$ do transdutor. De acordo com suas características técnicas, temos [MOT89]:

$$\frac{\Delta V}{\Delta p} \approx -2{,}5\,\frac{\text{mV}}{\text{kPa}} \qquad \textbf{5.4.3.0.IV.}$$

lembrando que em nosso caso, a tensão de saída é negativa. Convertendo esse valor para V/mmH_2O, temos:

$$\frac{\Delta V}{\Delta p} \approx -2{,}45*10^{-5}\,\frac{V}{mmH_2O} \qquad \textbf{5.4.3.0.V.}$$

Combinando agora as equações 5.4.3.0.II. e 5.4.3.0.III. com 5.4.3.0.V., temos que

$$\varphi \approx 46{,}5\,\frac{ciclos}{mmH_2O} * \Delta p \qquad \textbf{5.4.3.0.VI.}$$

Comparando-se esta equação com a equação 5.4.2.0.I., obtemos o valor de R como sendo

$$R_{calculado} \approx 46{,}5\,\frac{ciclos}{mmH_2O} \qquad \textbf{5.4.3.0.VII.}$$

5.4.4. Valor experimental de R

Após o processo de calibração, obtemos o valor de R como sendo bem próximo do calculado acima, ficando em torno de

$$R_{exp} \approx 41{,}4\,\frac{ciclos}{mmH_2O} \qquad \textbf{5.4.4.0.I.}$$

Nos parece que esta diferença de 10% entre os valores experimentais e calculados de R, é perfeitamente aceitável, uma vez que o cálculo de R na seção precedente não leva em conta alguns fatores de difícil quantificação:

» tempo de resposta, histerese e repetibilidade do transdutor à variações de pressão,

» comportamento do fluxo no pneumotacógrafo, nos casos em que sua variação é muito rápida.

Outro fator que influi nessa diferença é a umidade relativa do ar, suposta, quando da calibração, ser igual a 90%. Esse fator foi continuamente observado durante os procedimentos experimentais descritos na seção 5.1. Seria interessante o operador dispor de um *higrômetro* para a medição da humidade relativa do ar, para ser fornecida ao sistema como parâmetro durante a calibração, de forma a minimizar diferenças devido a alterações na viscosidade do gás (vide seção D.2.).

Deve-se lembrar também que, quando temos rápidas variações de fluxo, ocorrem alterações na densidade do gás, de maneira não necessariamente uniforme ao longo do elemento restritivo. Essa alteração de densidade causa uma queda de pressão através do mesmo, *diferente* da causada pelo fluxo em regime [TOR87].

5.4.5. Repetibilidade da calibração

Uma vez calibrado o espirômetro, foram feitas novas injeções de ar para verificarmos a repetitibilidade da leitura volumétrica. Nesses testes, realizados também com a seringa de 1000 cm^3, obtivemos excelentes resultados, com variações entre leituras menores que 0,01 l (1,0%). Isto está dentro dos limites do erro experimental do volume fornecido pela seringa, e abaixo do valor de ±3,0% adotado pela ATS como o maior erro aceitável.

O valor da tensão de *fe* permaneceu inalterado durante todos os testes realizados no protótipo, indicando boa estabilidade do módulo de conversão V/F.

5.5. Avaliação do fluxo e volume expirados pelo paciente

Uma vez calibrada a unidade, passamos ao cálculo do fluxo e volume de gás expirado pelo paciente.

Neste caso, além da correção para a viscosidade do gás expirado, deve-se realizar outra devido ao efeito da temperatura e vapor d'água sobre o volume de gás expirado, conforme descrito no apêndice D.

Antes do exame, deve-se informar à unidade a temperatura ambiente. Variações da temperatura informada da ordem de ±1 °C, em relação à temperatura ambiente produzem erros volumétricos da ordem de 0,4%. Assim, não é necessário que antes de *todo* exame se repita o procedimento acima. Somente quando houver uma variação de temperatura, em relação à anteriormente registrada, superior a ±1 °C.

Após o fim do exame, para cada ponto da amostragem de freqüência, é calculado o valor do fluxo instantâneo, já levando em conta o efeito da viscosidade (equação 5.4.2.0.III.). Em seguida, este fluxo instantâneo é corrigido de ATPS para BTPS. Finalmente, o volume expirado é calculado pelo somatório dos valores instantâneos do fluxo. Essas últimas etapas estão representadas na equação abaixo:

$$V_{expirado} = \sum_{i=0}^{t_{expiratório}} \dot{V}(\Delta p(t_i)) \left(\frac{273+37}{273+T_{média}}\right) \left(\frac{P_B - P_{H_2O}}{P_B - P^0_{H_2O}}\right) \qquad \textbf{5.5.0.0.I.}$$

5.6. Comparação entre equipamentos

A comparação dos valores espirométricos obtidos na nossa unidade, com outros, obtidos no espirômetro Collins disponível no serviço de Pneumologia do Hospital das Clínicas da UNICAMP, se revelou importante.

Em prova realizada naquele aparelho, o autor obteve um valor de **FVC** que diferia em menos de 5% dos obtidos nos testes realizados com o *Espirotec I*. Já a média de valores do $\mathbf{FEF_{25\%-75\%}}$ registrados no *Espirotec I*, ficou em 75% do valor registrado no espirômetro

Collins. Existe a possibilidade que essas diferenças se devam ao esforço realizado pelo autor durante a execução das provas pulmonares, uma vez que as medidas foram obtidas em diferentes padrões expiratórios.

Para podermos ter certeza que o *Espirotec I* esteja medindo corretamente fluxos e volumes após calibrado, seria necessário comparar seus resultados aos de outro espirômetro, estando ambas as unidades expostas aos *mesmos estímulos de fluxo*. Infelizmente, não nos foi possível realizar tal verificação, uma vez que, como foi dito na seção 5.4., não dispomos de um gerador de fluxos programável numericamente, e nem de material que permitisse a conexão dos dois equipamentos em série. No capítulo 6 serão apresentadas uma série de sujestões específicas para a realização de comparações e verificações de calibração rigorosas.

O *Espirotec I* será em breve colocado em uma unidade clínica de espirometria, para que seu desempenho seja avaliado por especialistas na área de Pneumologia.

Capítulo 6: Conclusões e Extensões

Neste capítulo, são apresentadas as conclusões deste trabalho, seguidas de algumas sugestões visando futuros estudos nas áreas abrangidas por este projeto.

6.1. Conclusões

Quando da apresentação de nossa proposta de tese ao Departamento de Ciência da Computação do IMECC/UNICAMP, tínhamos em mente a montagem de um espirômetro com as seguintes características:

» componentes de fácil obtenção no país,

» baixo custo,

» facilidade de uso e operação,

» precisão dos valores calculados de fluxo e volume.

Dentro destes objetivos, podemos afirmar que este trabalho demonstrou bons resultados. Empregando um número pequeno de componentes, conseguimos produzir um protótipo operacional, que após ser calibrado por uma seringa de precisão, consegue medir volumes com erros inferiores a ±3,0%, como recomendado pela norma da ATS.

O *software* desenvolvido procurou tornar a operação do *Espirotec I* a mais simples possível, sem perda de funcionalidade ou precisão.

Apesar de algumas dificuldades iniciais na obtenção e/ou montagem de certas peças, como o *LCD* gráfico e o pneumotacógrafo de *Fleish*, as alternativas que encontramos se mostraram satisfatórias. O projeto e montagem de um pneumotacógrafo é um dos pontos deste trabalho que pode ser salientado, pois o resultado foi uma peça que apresentou bom desempenho aliado a um baixo custo de manufatura.

Outros pontos que merecem destaque incluem o módulo analógico* e a versatilidade que o *Espirotec I* possui, podendo ser operado em modo *standalone*, acoplado opcionalmente a uma impressora externa, ou ligado ao um microcomputador externo de uso geral. Já foram amplamente discutidas as vantagens deste último modo de operação, no caso de um ambiente de *pesquisa* em Pneumologia.

---

* Em que chegamos a um circuito compacto com reduzido número de componentes, mas com desempenho plenamente adequado às estritas exigências do projeto.

Finalmente, é de se salientar a abrangência do projeto, que incluiu atividades em *hardware* digital, *hardware* analógico, amplificação instrumental, conversão tensão/freqüência, projeto mecânico de transdutores de fluxo/pressão (pneumotacógrafos), uso de transdutores integrados pressão/tensão, desenvolvimento de *software* de sistema (*firmware*), *software* de aplicação e toda a área de Pneumologia relacionada à medida da função pulmonar. Neste último ponto, vale a pena destacar os cálculos, correções e interpretações dos parâmetros espirométricos. Em relação ao pneumotacógrafo, houve aplicação de técnicas laboratoriais e de medida e calibração em mecânica dos fluídos. Esta abrangência exigiu que diversos especialistas de fora do DCC prestassem auxílio na orientação, destacando-se os Profs. Renato Terzi na área de Pneumologia e espirometria, Kamal Ismail na área de mecânica dos fluídos e do ex-professor Eng. Paolo Limena, na parte analógica e de conversão A/D.

Por outro lado, o *Espirotec I* representa o primeiro passo no desenvolvimento de um sistema espirométrico. Chegamos ao que se poderia denominar de um *protótipo para avaliação de viabilidade técnica*. O próximo passo, que seria a construção de um protótipo para industrialização exigirá ainda um certo tempo e investimentos mais elevados.

A avaliação dos resultados obtidos com o *Espirotec I* indicou alguns itens que podem sofrer alterações, visando ampliar a facilidade de uso e operação. Esses pontos são descritos nas seções subseqüentes, juntamente com a identificação dos passos necessários para se chegar a um protótipo industrializável e a uma calibração de extrema precisão.

6.2. Extensões de hardware

No *hardware* do *Espirotec I* encontramos alguns pontos passíveis de aperfeiçoamento.

Em nosso pneumotacógrafo, uma dificuldade é sua esterilização por métodos que impliquem em altas temperaturas, devido aos danos que o *PVC* sofreria. Conforme descrito na seção 3.1., uma solução seria a construção da peça totalmente em aço inox, o que facilitaria o processo de esterilização e o tornaria compatível com a rotina existente em hospitais e clínicas. Outra alternativa é a construção em aço somente do suporte da rede, permitindo assim que a mesma fosse esterilizada, enquanto que o corpo do pneumotacógrafo seria banhado em água e detergente neutro.

A construção de um pneumotacógrafo de *Fleish* não nos parece, até o momento justificada,* uma vez que em nossos testes, não encontramos indicações que a utilização desse modelo resulte uma melhora nos resultados obtidos sobre o pneumotacógrafo de tela metálica. Isto se deve à disponibilidade em nosso equipamento de uma *CPU* relativamente

* Devido às extremas dificuldades mecânicas.

sofisticada, que permite corrigir computacionalmente, a pequena *não linearidade* verificada no pneumotacógrafo de tela.

Além da *400-mesh*, outras malhas poderiam ser avaliadas quanto a sua aplicação em espirometria. Testes com telas tipo *500-mesh*, *300-mesh* e *200-mesh* indicariam a existência ou não de alternativas à *400-mesh*.

Podemos ainda explorar o aumento da perda de carga do pneumotacógrafo (seção 5.1.3.), com a adição de outra tela, sobreposta à atual. Esse incremento não prejudicaria o desempenho do paciente, uma vez que nossa resistência ao fluxo é bem menor que a máxima aceitável, e proporcionaria maior estímulo ao transdutor. Este forneceria um nível de tensão mais alto que o atual, simplificando sua conversão A/D e melhorando a precisão em baixos fluxos.

O próprio transdutor poderia ser substituído por outro, mais sensível e com fundo de escala mais compatível com nossa aplicação (seção 3.2.2.). Não nos foi possível obter um transdutor que tivesse um fundo de escala próximo de nossas necessidades, o que demandou a adoção um sistema sofisticado de amplificação analógica (seção 3.2.3.).

O módulo analógico pode ser objeto de alguns aperfeiçoamentos:

» introdução de um sistema de ajuste de *offset* variável, com tensão gerada por um conversor D/A, controlado pela *CPU*, via *firmware*. Desta forma, o auto-zero poderia corresponder a um ajuste físico, permitindo melhor aproveitamento da faixa de tensão de entrada admissível no módulo analógico. Para a realização do *MVV*, seria possível também alocar o ponto de repouso do ampliador de instrumentação no meio da faixa de entrada, viabilizando a medida tanto da expiração quanto da *inspiração*.

» utilização de tensões de referência ultra-estáveis, para alimentar o transdutor de pressão e o sistema de auto-zero, obtidas a através de diodos de referência do tipo *band-gap*. Isto possibilitaria dispensar o chaveamento da fundo de escala (*fe*) e garantiria a estabilidade do sistema de auto-zero.

» adição de um sensor de temperatura* cuja saída poderia ser chaveada na entrada do conversor V/F. Assim, o instrumento determinaria automatica e periodicamente a temperatura ambiente, sem necessidade de entrada manual.

No módulo digital, uma das primeiras opções é a adição de um *LCD* gráfico (seção 3.3.6.), que permite ao especialista obter os gráficos da prova de função pulmonar sem a

* Diodo de referência de termperatura, também conhecido como *termistor*.

necessidade de transferir os dados para o micro externo. As novas rotinas gráficas exigiriam mais memória do que o protótipo contém atualmente, tanto a nível de *EPROM* quanto de memória *SRAM*. Além disso, com uma maior quantidade de *RAM* podemos aumentar o número de exames simultâneos em memória, potencialmente reduzindo a necessidade de transferências entre o *Espirotec I* e o micro externos, devido ao estouro de memória. Este aumento de memórias é possível sem a correspondente adição de novas pastilhas, uma vez que já se encontra disponível a nova geração de memórias *EPROM*s (512K bits x 8 ou 64K bytes) e *SRAM*s de 128K bytes.

Finalmente, para se chegar a um protótipo industrializável, seria necessário estudar detalhadamente a escolha dos componentes e o problema de empacotamento.

No *Espirotec I*, por economia de tempo e recursos, utilizamos alguns componentes disponíveis no DCC que não seriam adequados em um modelo industrial. O caso do *display* de cristal líquido já foi mencionado anteriormente. Outro componente a ser substituído é o teclado: o atual foi construído artezanalmente. O ideal seria o emprego de um teclado de membrana, que teria exatamente o número necessário de teclas, convenientemente rotuladas, além de uma maior simplicidade de manutenção. Obviamente, tais teclados são fabricados sob encomenda e em quantidades consideráveis para se tornarem economicamente atraentes. Seria inclusive possível a introdução de teclas alfabéticas, caso desejado, visando a entrada do nome do paciente ao invés de apenas o se número de identificação. Poderíamos ainda:

» adicionar uma bateria recarregável* que forneça energia para todos componentes,

» incluir uma pastilha de relógio de tempo real, alimentada por bateria própria de lítio,

» trocar todos os componentes *NMOS* e *TTL* atualmente utilizados, pelas respectivas versões *CMOS*, minimizando o consumo de energia e possibilitando uma considerável autonomia.

O novo protótipo teria que ser adequadamente empacotado, projetando-se uma placa de circuito impresso (PCB),** a ser manufaturada com dupla face e furos metalizados. Avaliamos que uma placa com cerca de 15 x 15 cm seria suficiente para conter todos os componentes, exceto a fonte de alimentação. Deveria ainda ser projetada uma caixa apropriada, provavelmente em plástico resistente (ABS), para conter todo o sistema: PCB, baterias, reguladores de tensão, teclado, *display* de cristal líquido e conectores. Desta forma,

* Baterias do tipo de Nickel-Cadmium.

** *P*rinted *C*ircuit *B*oard.

a unidade final teria pequeno volume, seria de fácil transporte e resistente a choques mecânicos.

Uma última possibilidade a ser estudada na área de empacotamento, seria utilizar um sistema, já observado em pelo menos um sistema comercial, em que o módulo analógico, incluindo os transdutores de pressão e de temperatura, é miniaturizado e montado junto ao pneumotacógrafo. Com isto, poderíamos substituir os tubos flexíveis que ligam o pneumotacógrafo ao espirômetro por um simples cabo elétrico. A eliminação dos tubos facilitaria a operação e melhoraria a precisão e estabilidade do sistema.

6.3. Extensões de software

Consideramos importante o futuro acréscimo de outros *parâmetros espirométricos normais*, desde que fosse também encontrada uma publicação que mostrasse a forma de análise desses parâmetros, tal como [STE75], descrita no apêndice C. Será de grande valia a inclusão, tanto no protótipo, quanto no programa executado no microcomputador externo, dos resultados do projeto PNEUMOBIL, quando os mesmos estiverem completos e disponíveis [SBPT91].

O registro de gráficos na impressora externa também é um ponto que pode ser aperfeiçoado. Atualmente, somente impressoras compatíveis com o padrão Epson™ é que podem ser empregadas em nosso sistema. Isso em si não é um fator limitante, uma vez que a maioria destes equipamentos pode emular o padrão Epson.™ Porém, poderemos ampliar os tipos de impressora, colocando rotinas específicas para cada uma delas, dentre as mais comuns, aumentando a flexibilidade do sistema. Essas rotinas teriam a forma de *drivers* independentes, que o programa usaria de acordo com a impressora selecionada. Embora o programa executado no IBM-PC™ possa imprimir gráficos, o protótipo ainda não possue rotinas próprias para a impressão dos dados em forma gráfica. Essas rotinas podem ser escritas, e instaladas em *EPROM*, junto com *drivers* para impressoras.

Para facilitar o tratamento dos dados obtidos com o *Espirotec I*, pode-se acrescentar funções que convertam o formato interno dos dados utilizados pelo sistema, para formatos compatíveis com aplicativos tipo *planilha eletrônica*.

6.4. O problema da calibração

Uma das maiores dificuldade encontradas durante este trabalho foi a calibração: como aferir o aparelho, seja utilizando fluxos perfeitamente conhecidos e representativos dos que normalmente ocorrem em provas pulmonares, seja através de comparações com outro aparelho comercial de boa qualidade, que possa ser utilizado como padrão. O problema da calibração, particularmente a fluxos variáveis e volumes constantes, tem sido abordado por muitos pesquisadores na área de espirometria [NEL90] [FIN72] [GLIND80] [HER66].

A aparelhagem normalmente disponível em laboratórios de mecânica dos fluídos, como a usada na calibração de nosso pneumotacógrafo, é apropriada para medições a fluxos

constantes. Mesmos estes são difíceis de obter e determinar em valores baixos* mas de interesse em espirometria.

Estas medidas, feitas no estado quiescente, nada revelam sobre as características de *reatância* do sistema, quando sujeito a variações abruptas de fluxo, como as que ocorrem durante um exame. Finucane et al., dentre outros, analisaram o problema de resposta em freqüência de pneumotacógrafos de tela e de *Fleish*, excitando-os com um fluxo senoidal gerado por um equipamento especificamente contruído para aquele fim [FIN72].

Uma seringa é ainda, a ferramenta mais precisa (±1,0%) para calibração inicial de um espirômetro. Se esvaziada de acordo com as recomendações do fabricante, a seringa permite aferir a calibração do aparelho em termos de volume total, através de fluxos médios e aproximadamente constantes. A este tipo de calibração dá-se o nome de *calibração a volume estático* [GLIND80].

Porém, mesmo espirômetros calibrados satisfatoriamente a volumes estáticos, podem apresentar significativos desvios de medição de volumes e fluxos, quando submetidos a rápidas variações de fluxo, como as encontradas em um exame espirométrico.

Em testes realizados por Nelson et al., avaliando um total de 62 espirômetros comerciais, foi constatado que a maioria (37 dentre 42 ou 88%) apresentava comportamento satisfatório (FVC: ±3,0% de precisão) nas medidas de volume estático (seringa) [NEL90]. Entretanto, quase a metade (27 dentre 62 ou 43%) foi considerada inaceitável ou marginal, quando submetidos a testes dinâmicos, em que foram excitados com 24 formas de onde de expiração padronizadas pela ATS [AMER87] [NEL90]. Estas formas de onda foram precisamente definidas pela curva $\dot{V}(t)$, estando inclusive disponíveis sob a forma digitalizada, em disquette. Para cada forma de onda, a ATS estabeleceu os valores de **FVC**, $\mathbf{FEV_{1,0}}$ e $\mathbf{FEF_{25\%-75\%}}$. Um aparelho aceitável deve avaliar estes parâmetros com tolerância de ±3,5% (**FVC** e $\mathbf{FEV_{1,0}}$) ou ±4,5% ($\mathbf{FEF_{25\%-75\%}}$) em todos os 24 casos.

A maioria dos pesquisadores que já trabalhou nessa área, utilizou sistemas próprios de geração de fluxo variável e volume constante, empregando desde cilindros de CO_2 até geradores de fluxo sofisticados, controlados numericamente. Em particular, o utilizado por Nelson et al., em sua avaliação dos espirômetros comerciais, nos pareceu o mais completo, por empregar um sistema de geração e controle de fluxo programável** e bastante repetitivo. Isto garantia durante os testes, estímulos iguais aos diferentes espirômetros [NEL90].

---

* Menores que 1 l/s.

** As características da curva fluxo *versus* tempo eram *armazenadas em disquettes*.

Não nos foi possível ter acesso a esse sistema de geração de fluxo, uma vez que foi somente construído para esse trabalho, e aparentemente, não se encontra disponível comercialmente nenhum equipamento com características semelhantes.

Outra forma de se obter o efeito acima, é a ligação em série de dois espirômetros, através de seus respectivos pneumotacógrafos. Assim, podemos estimular as duas unidades com um mesmo fluxo, e obter um resultado comparativo entre elas. Esta montagem experimental deve ser estudada com cuidado, uma vez que a posição relativa dos pneumotacógrafos, em relação ao gerador de fluxo, pois a carga da saída de um pneumotacógrafo pode influenciar consideravelmente seu desempenho.

Consideramos essencial para a continuação deste trabalho, que se obtenha ou construa um destes sistemas programáveis de geração de fluxos espirométricos. Embora relativamente dispendioso, este recurso é indispensável para aferir o novo protótipo e compará-lo precisamente com o desempenho de instrumentos comerciais. Adquirindo-se o disquette padrão da ATS, poderíamos comprovar a precisão obtida em medidas de fluxo e volume.

Na realidade, o gerador de fluxos programável permitiria realizar uma série de estudos na área de mecânica dos fluídos, destinados a caracterizar o comportamenteo transiente (*reatância*) dos pneumotacógrafos e demais componentes analógicos, de forma a possibilitar a construção de modelos matemáticos (circuitos equivalentes) do equipamento. Desta forma, os parâmetros espirométricos poderiam ser calculados menos empiricamente e com maior precisão. Esta parece ser uma linha de pesquisa particularmente promissora em instrumentação computadorizada, em que micros mais potentes, hoje disponíveis, permitem uma modelagem bastante sofisticada: nestas circunstâncias, não mais é importante que os sistemas sejam lineares ou puramente resistivos, mas sim que sejam sensíveis e repetitivos, e que se detecte e quantifique seu comportamento transiente.

Apêndice A: Procedimentos para a Realização dos Exames

Para a realização dos testes de função pulmonar, é necessário que haja uma interação muito grande entre operador e paciente, visando a obtensão do melhor desempenho possível.

É vital que o indivíduo compreenda a importância do teste, e que o mesmo seja executado de forma adequada. Algumas pessoas ignoram este fato, ou simplesmente ficam inibidas na hora do procedimento.

A.1.Medição da capacidade vital (VC)

Com o paciente segurando o pneumotacógrafo, diga a ele que "*Irei medir agora a quantidade de ar que você consegue por para fora dos pulmões.*" (Embora isto não seja totalmente correto do ponto de vista científico, é geralmente entendido pela maioria das pessoas).

Em seguida, diga ao paciente como ele deve proceder:

- "*De início, inspire e exale normalmente ...*"
- "*... respire fundo pelo nariz, procurando encher seus pulmões ao máximo ...*" (faça isso você também, para dar o exemplo ao paciente),
- "*... leve à boca o bocal do pneumotacógrafo e aperte os lábios ao seu redor ...*",
- "*... em seguida sopre pela boca todo ar que voce puder ...*".

Note-se que alguns indivíduos podem necessitar de um prendedor de nariz, pois têm dificuldades em expirar apenas pela boca.

Quando o paciente estiver iniciando o teste, encorage-o com palavras tipo "*...vamos lá... sopre o máximo possível ...vamos!... vamos!...*".

O teste deve ser repetido até que o operador esteja satisfeito com a atuação do paciente.

A.2.Medição da capacidade vital forçada (FVC)

Explique ao paciente a que se destina este exame: "*Medirei agora o quão rápido você pode soprar.*" (Isto é a grosso modo, uma forma simples de acentuar a diferença entre o teste anterior, que media a capacidade vital, e o *FVC*).

Peça a ele para "*... respirar normalmente, e então respirar fundo, mais fundo que no teste anterior...*".

Mostre ao paciente como ele deve posicionar o pneumotacógrafo, da mesma forma que no exame da capacidade vital.

Quando o paciente estiver pronto, inicie o teste. Durante a expiração, é mais uma vez importante o encorajamento, através de palavras como "... *vamos lá ... sopre rápido... mais rápido... vamos! ... sopre até não poder mais...*".

Como no *VC*, algumas pessoas vão precisar de um prendedor de nariz.

A.3.Outros critérios relativos à execução da manobra espirométrica

[AMER87] sugere um limite máximo de oito exames seguidos a serem feitos por um mesmo paciente. Após esse número, o cansaço afeta o desempenho do indivíduo.

Também indica como ideal um limite mínimo de três exames aceitáveis como a base para se avaliar corretamente a função pulmonar.

A posição do paciente (sentado/de pé) afeta o resultado do exame. Assim, deve-se padronizar uma posição durante os testes.

É recomendável a leitura de [AMER87] e [HANK86] a todos os que estejam interessados em espirometria, sua aplicação e resultados.

Apêndice B: Gráficos Fluxo versus Volume

Após o teste tipo *FVC*, é exibido, além da curva volume *versus* tempo outro gráfico, o de fluxo *versus* volume. A partir dessa curva, o especialista pode avaliar o grau de obstrução que afeta o paciente.

B.1.Visualização do padrão obstrutivo

Em um pulmão normal, encontra-se a seguinte curva fluxo *versus* volume:

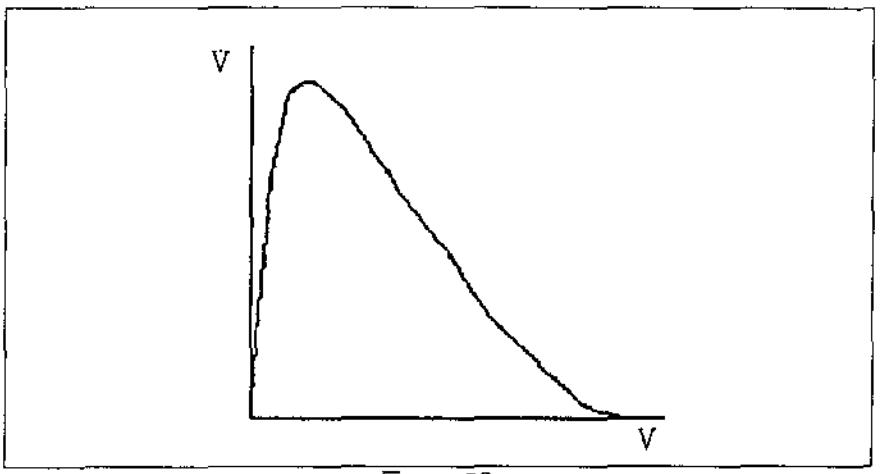

Figura 32
Curva fluxo x volume em um pulmão normal.

Padrões obstrutivos modificam em muito essa curva, como mostrado nas figuras abaixo:

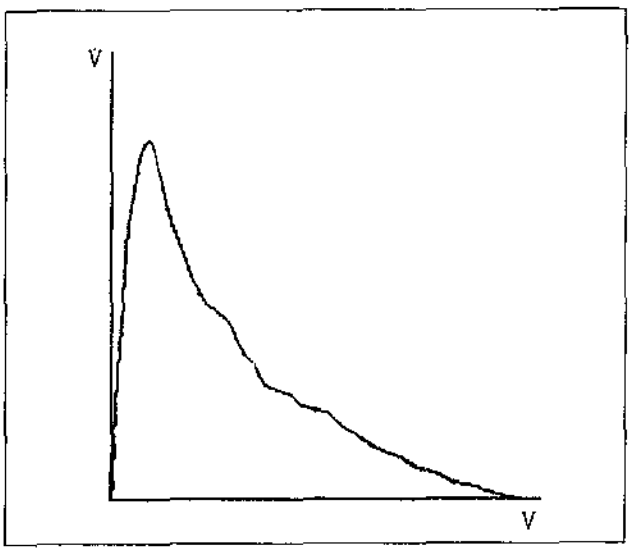

Figura 33
Curva fluxo x volume indicando leve padrão obstrutivo.

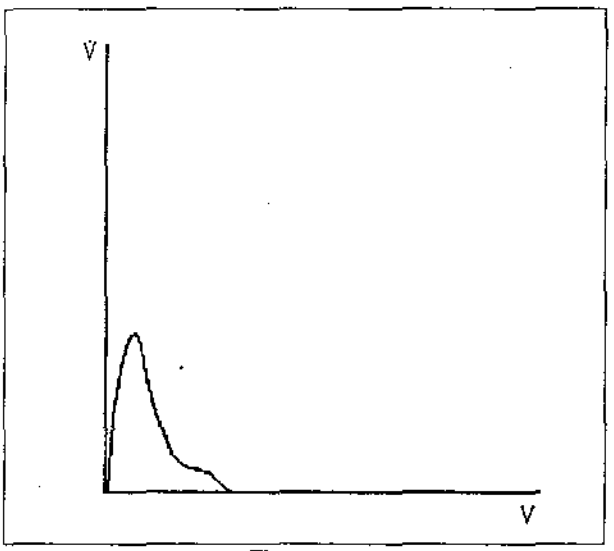

Figura 34
Curva fluxo x volume indicando padrão obstrutivo moderado.

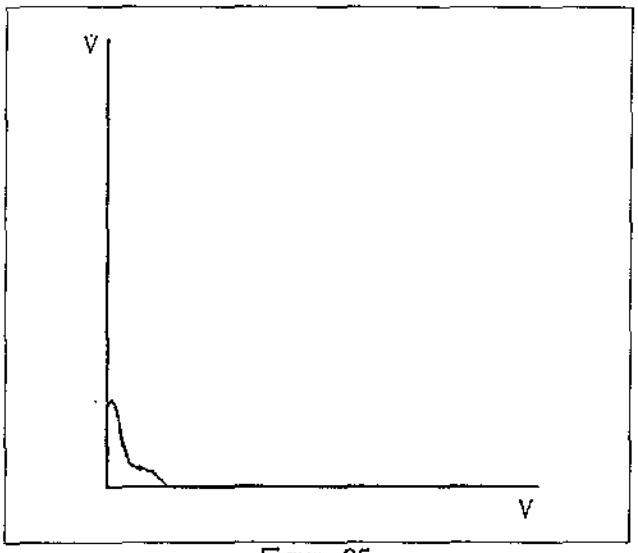

Figura 35

Curva fluxo x volume indicando padrão obstrutivo severo.

Apêndice C: Método de Interpretação e Parâmetros Normais

A publicação sobre a qual foi baseado o nosso sistema de diagnóstico foi o *Clinical Pulmonary Function Testing*, de Steven et al [STE75]. Este fornece, de maneira muito clara, os critérios para se avaliar o estado pulmonar do paciente, sendo que foi a única obra desse tipo que encontramos em nossa pesquisa bibliográfica.

Deve-se ter em mente que os resultados obtidos, por si só não implicam em problemas respiratórios no indivíduo que esteja se submetendo aos testes. Avaliações clínicas feitas pelo médico são essenciais para a correta análise da função pulmonar do paciente.

C.1.Interpretação dos resultados

C.1.1.Padrões obstrutivos

Nas disfunções pulmonares que apresentam padrões de obstrução (por exemplo, asma), a tabela 6 avalia o grau de intensidade.

Tabela 6

Gravidade de disfunção pulmonar obstrutiva.

Condição	$\frac{FEV_{1,0}}{FVC}$	$\frac{FEF_{25\%-75\%}}{FVC}$	$\frac{FEV_{3,0}}{FVC}$	Referência
Normal	$>0,69$	e $>0,65$	-	-
Severa	$<0,45$	-	-	-
Moderada	0,45 - 0,60	-	-	-
Leve	0,61 - 0,69	ou $<0,65$	-	[KUP73] [LUA55] [McF72]
Duvidosa, mas provavelmente normal.	-	-	$<0,93$	[LEU55]

Outras premissas podem ser tiradas quando:

- Tempo expiratório $< 5{,}0$ segundos: a obstrução pode estar subestimada,
- $\frac{FEV_{0,5}}{FEV_{1,0}} < 0{,}60$: uma obstrução das vias aéreas superiores pode estar presente.

C.1.2.Padrões restritivos

Usa-se o valor obtido de *VC* caso não haja padrão obstrutivo presente. Se existir, verificar seção anterior.

Tabela 7

Grau de intensidade dos padrões restritivos

Condição	$\frac{FVC}{FVC_{previsto}}$
Normal	$\geq 0{,}81$
Severa	$\leq 0{,}50$
Moderada	0,51 - 0,65
Leve	0,66 - 0,80

C.1.3.Inalação de broncondilatadores

Após a realização de um teste, sem que haja sido administrado broncodilatador ao paciente, compara-se o resultado com outro, realizado duas horas após a inalação daquele fármaco.

Essas informações são baseadas no trabalho de Watanabe, e foram retiradas da publicação de Steven et al. [WAT74][STE75].

Tabela 8

Melhora após inalação de broncodilatador.

Índice de Melhora	FVC $\frac{\text{pós}^*}{\text{pré}}$	ou $FEV_{0,5}$ $\frac{\text{pós}}{\text{pré}}$ ou $FEV_{1,0}$ $\frac{\text{pós}}{\text{pré}}$	ou $FEF_{25\%-75\%}$ $\frac{\text{pós}^\dagger}{\text{pré}}$
Ótima	≥1,25	≥1,25	≥2,00
Boa	1,15 - 1,24	1,15 - 1,24	1,25 - 1,99
Leve	1,05 - 1,14	1,05 - 1,14	1,10 - 1,24
Nula	< 1,05	< 1,05	< 1,10

Observações:

* (Tempo Expiratório $\frac{\text{pós}}{\text{pré}} \leq 1{,}10$). Se não, FVC não pode ser usado.

† (Tempo Expiratório $\frac{\text{pós}}{\text{pré}} \geq 0{,}90$) ou (FVC $\frac{\text{pós}}{\text{pré}} = 0{,}96-1{,}04$). Se não, $FEF_{25\%-75\%}$ não pode ser usado.

C.1.4.Espirometria normal

Para que um teste espirométrico seja considerado normal, as seguintes condições devem ser satisfeitas:

- esforço adequado do paciente,
- padrões *obstrutivo* e *restritivo* ausentes.

Se temos $\frac{FEV_{0,5}}{FVC} < 0,56$, então o esforço realizado pelo paciente pode ter sido pequeno, e sugere-se repetir o teste.

C.2.Valores normais expiratórios

As tabelas seguintes descrevem as equações usadas como padrões de normalidade. Nelas, H é a altura em centímetros, e I é a idade em anos.

Tabela 9

Valores espirométricos normais em crianças de até 12 anos.

Teste	Sexo	Unidades	Equação	Referência
FVC e VC	M	Litros BTPS	0,037*H−3,042	[DICK71]
	F		0,0303*H−2,371	
$FEV_{1,0}$	M	Litros BTPS	0,0335*H−2,855	[DICK71]
	F		0,0291*H−2,482	
$FEF_{25\%-75\%}$	M	Litros/s BTPS	0,0370*H−2,614	[DICK71]
	F		0,0343*H−2,389	
MVV	M & F	Litros/min. BTPS	1,276*H−99,5	[POL71]

Tabela 10

Valores espirométricos normais em adolescentes de até 18 anos.

Teste	Sexo	Unidades	Equação	Referência
FVC e VC	M	Litros BTPS	0,174*I+0,0646*H−9,425	[DICK71]
	F		0,102*I+0,0461*H−5,869	
$FEV_{1,0}$	M	Litros BTPS	0,121*I+0,0563*H−7,864	[DICK71]
	F		0,085*I+0,394*H−4,939	
$FEF_{25\%-75\%}$	M	Litros/s BTPS	0,126*I+0,0531*H−6,498	[DICK71]
	F		0,083*I+0,366*H−3,499	
MVV	M & F	Litros/min. BTPS	1,276*H−99,5	[POL71]

Tabela 11

Valores espirométricos normais em maiores de 18 anos.

Teste	Sexo	Unidades	Equação	Referência
FVC e VC	M	Litros BTPS	−0,022*I+0,0469*H−2,815	[SCH73]
	F		−0,022*I+0,0366*H−1,924	
$FEV_{0,5}$	M & F	Litros BTPS	0,678*FVC	[MIL59]
$FEV_{1,0}$	M	Litros BTPS	−0,031*I+0,0335*H−0,89	[SCH73]
	F		−0,027*I+0,026*H−0,525	
$FEV_{3,0}$	M & F	Litros BTPS	0,93*FVC	[LEU55]
$FEF_{25\%-75\%}$	M	Litros/s BTPS	−0,045*I+0,0201*H+2,954	[SCH73]
	F		−0,037*I+0,0169*H+2,243	
MVV	M	Litros/min BTPS	−1,26*I+1,34*H−21,4	[DICK71]
	F		−0,57*I+0,807*H−5,50	[LIN67]

Apêndice D: Correções Aplicadas ao Gás Expirado

D.1.Conversão ATPS para BTPS

O volume dos gases obtidos por espirometria ou por outros métodos é referido geralmente à pressão e temperatura ambientes, saturados de vapor de água (ATPS). Apesar de existirem controvérsias [COC83], segundo a norma da ATS, os volumes pulmonares devem ser convertidos para aqueles ocupados pelos gases à temperatura e pressão do corpo, saturados (BTPS). A conversão é feita corrigindo-se o valor do volume obtido através da aplicação de dois termos: um para o volume com a temperatura do gás (baseado na lei de Gay-Lussac), e outro devido a alteração da pressão de vapor da água (derivado da lei de Boyle) [TOR87].

Em seu livro sobre fisiologia pulmonar, Nunn apresenta a seguinte relação para a conversão de volumes ATPS para BTPS [NUN87]:

$$\text{Volume}_{(BTPS)} = \text{Volume}_{(ATPS)} \left(\frac{273+37}{273+t}\right) \left(\frac{P_B - P_{H_2O}}{P_B - P^0_{H_2O}}\right) \qquad \textbf{D.1.0.0.I.}$$

onde

- t é a temperatura ambiente em °C,
- P_B é a pressão barométrica,
- P^0_{H2O} é a pressão de vapor d'água à temperatura de 37 °C,
- P_{H2O} é a pressão de vapor d'água à temperatura t.

Na publicação de Turney e Blumenfeld, a temperatura ambiente t é substituida por uma *temperatura média* $T_{média}$, que é a média aritmética entre a temperatura do gás expirado e a temperatura da pneumotacógrafo (suposta ser igual à ambiente) [TUR73]:

$$T_{média} = \frac{37\,°C + T_{ptf}}{2} \qquad \textbf{D.1.0.0.II.}$$

onde

- T_{ptf} é a temperatura do pneumotacógrafo, suposta ambiente (em °C).

Dessa forma, substituimos o valor da temperatura ambiente na equação D.1.0.0.I., pela indicada na equação D.1.0.0.II., que leva em conta o fato de haver um resfriamento do gás, quando o mesmo atravessa o pneumotacógrafo.

Já a pressão de vapor d'água a uma determinada temperatura, pode ser expressa através da relação abaixo [BOU84] [ANT88]:

$$\log_{10} p = A - \frac{B}{C+t} \qquad \textbf{D.1.0.0.III.}$$

onde:

- p é a pressão de vapor em kPa,
- t é a temperatura em °C ($0 \leq t \leq 200$),
- A, B e C são constantes, de valores segundo [BOU84] [OSB74]:

Tabela 12

Valores das constantes para o cálculo da pressão de vapor d'água.

A	B	C
7,06252	1650,270	226,346

Segue abaixo uma tabela com os valores dos coeficientes de correção volumétricos, dados pela equação D.1.0.0.I. substituindo-se o valor da temperatura t ambiente pela temperatura $T_{média}$. Eles foram determinados a partir de uma pressão barométrica (PB) igual a 100 kPa (≈ 750 mmHg), e uma temperatura corporal de 37 °C. Variações da pressão barométrica de ±1 kPa (±7,5 mmHg) têm efeitos desprezíveis sobre o fator de correção. A alteração da temperatura corporal limitada a ±2 °C também não causa mudanças significativas [NUN87].

Tabela 13

Fatores de conversão ATPS para BTPS.

Temperatura $T_{média}$ em °C	Fator de conversão volumétrico	Pressão de vapor de água saturado	
		kPa	mmHg
20	1,102	2,31	17,3
21	1,097	2,46	18,4
22	1,092	2,62	19,6
23	1,086	2,78	20,9
24	1,080	2,96	22,2
25	1,075	3,14	23,5
26	1,069	3,33	25,0
27	1,063	3,54	26,5
28	1,057	3,75	28,1
29	1,051	3,98	29,8
30	1,045	4,22	31,6
31	1,039	4,47	33,5
32	1,033	4,73	35,5
33	1,027	5,00	37,5
34	1,020	5,29	39,7
35	1,013	5,60	42,0
36	1,007	5,92	44,4
37	1,000	6,25	46,9
38	0,993	6,60	49,5
39	0,986	6,97	52,3
40	0,979	7,35	55,2

D.2.Correções na viscosidade

É possível também aplicar correções decorrentes da variação com a temperatura da viscosidade do ar expirado, uma vez que esta grandeza tem papel fundamental na resistência exercida pelo fluido.

Turney e Blumenfeld sugerem a aplicação de *correções lineares* (vide tabela 14) na viscosidade dos gases expirados, dentro da faixa de *temperatura média* (equação D.1.0.0.II.) de 20 a 40 °C [TUR73]. A unidade de viscosidade (η) usada foi o *poiseuille* (P_L). Vide apêndice F para a definição desta e outras unidades físicas.

Partiu-se do princípio que a viscosidade total da mistura dos gases poderia ser calculada multiplicando-se as viscosidades de cada gás pelas suas respectivas concentrações*. Assim, por exemplo, o coeficiente de viscosidade do ar inspirado, seco e a 30 °C, vale cerca de $185{,}6*10^{-7}$ P_L, ao passo que o valor fornecido usando-se as equações da tabela 14 é $185{,}2*10^{-7}$ P_L, o que representa um erro de aproximadamente 0,2%.

Assim, de acordo com Turney e Blumenfeld,

$$\eta_{(\text{gás expirado})} = \sum_{i=1}^{4} \eta_i * \lambda_i \qquad \textbf{D.2.0.0.I.}$$

onde,

- λ_i é o valor da concentração parcial do componente gasoso *i*,
- η_i é o valor da viscosidade absoluta do componente *i*.

A importância da correção na viscosidade fica bem clara quando se analisa o valor das diferentes viscosidades das misturas de gases:

- ar atmosférico saturado a 20 °C *versus* O_2 seco a 40 °C: 17,2% de diferença na viscosidade,
- ar saturado *versus* ar seco, ambos a 37 °C: 1,2% de diferença na viscosidade,
- variação de 10 °C na temperatura do pneumotacógrafo**: 0,9% de alteração na resistência ao fluxo.

* Despreza-se quaisquer interações entre os componentes do gás.

** Para o pneumotacógrafo tipo *Fleish* empregado no referido trabalho.

Tabela 14

Aproximação linear para a viscosidade dos gases expirados, no intervalo entre 20 e 40 °C

Componente	Viscosidade (em 10^{-7} P_L)	Concentração no ar	
		inspirado	expirado
Nitrogênio	$167,6+0,453*T_{média}$ °C^{-1}	78 %	74,6 %
Oxigênio	$200+0,2985*T_{média}$ °C^{-1}	21 %	13,6 %
Dióxido de carbono	$150,7+0,465*T_{média}$ °C^{-1}	0,03 %	5,3 %
Vapor d'água	$132,6+0,570*T_{média}$ °C^{-1}	Variável	6,2 %

Apêndice E: Análise do Escoamento de um Fluido

Neste apêndice, procuramos mostrar os fatores físicos que levam um fluido a variar a pressão que exerce quando atravessa um elemento resistivo tipo *Fleish* (capilar) e *mesh* (poroso).

E.1.Tipos de escoamento

Devido ao efeito da viscosidade, o escoamento de fluidos reais pode ocorrer de dois modos, ou régimes, diferentes: o escoamento *laminar* e o *turbulento*. Suas características foram inicialmente descritas por Reynolds [REY83].

No primeiro tipo, o fluido escorre em lâminas paralelas entre si e normais à direção de deslocamento. Nessas circunstâncias, não há a mistura de fluidos em lâminas diferentes.

Já no segundo exemplo, não se observa tal restrição, e o que se tem é um movimento caótico das partículas que compõe o fluido.

A ocorrência de um desses regimes depende, para um dado sistema, da *velocidade* de deslocamento do fluido. O laminar torna-se turbulento acima de uma certa velocidade denominada *velocidade crítica superior*. Analogamente, o turbulento torna-se laminar abaixo de um valor denominado *velocidade crítica inferior*, sendo esta normalmente menor que a primeira.

Uma das principais diferenças mensuráveis entre os dois modos de escoamento é a perda de carga h do fluido. No laminar, ela é tem dependência linear com a velocidade ($h \propto v$). No turbulento, surge uma dependência muito próxima com o quadrado da velocidade ($h \propto v^2$).

Reynolds generalizou as conclusões tiradas de sua experiência com a introdução de um termo adimencional **R**, posteriormente denominado de *número de Reynolds*, definido pela relação:

$$\mathrm{R} = Vd\frac{\rho}{\eta} \qquad \textbf{E.1.0.0.I.}$$

onde,

- V é a velocidade média do fluido no tubo,
- d é o *diâmetro do tubo* (em elementos resistivos *capilares*) ou a *abertura entre dois fios paralelos adjuntos* (em elementos porosos) [ANN53] [BAI51] [REY69],
- ρ é a densidade do fluido,
- e η sua viscosidade* dinâmica (ou absoluta).

Reynolds mostrou que, para certos valores críticos deste número, R_c, as velocidades críticas poderiam ser determinadas qualquer que fosse o diâmetro do tubo, e portanto inferiu que certos números podem delimitar a transição entre o regime laminar e o turbulento *para qualquer fluido*.

Os pneumotacógrafos, como outros medidores de fluxo, são diretamente *influenciados* pelo número de Reynolds. Todos apresentam uma capacidade máxima de condução de fluxo laminar, acima da qual este torna-se turbulento. E neste ponto, cessam de valer equações clásssicas referentes à perda de carga, como as de *Hagen-Poiseuille* e de *Darcy*, expostas nas seções abaixo, uma vez que elas presupõe fluxos laminares. Caso este não seja lâminar, termos de velocidade de ordem superior devem ser acrescentados às equações diferenciais originais, o que complica sensivelmente a resolução das mesmas.

De qualquer forma, a perda de carga no conjunto não depende exclusivamente do elemento resistivo, como mostrou Finucane, mas também da *geometria* que o antecede [FIN72].

Não foi objetivo desta tese realizar uma modelagem precisa do comportamento do pneumotacógrafo desenvolvido. Dois motivos nos levaram a isso. Primeiro, como em outras aplicações reais de movimento de fluidos, uma vez feita a modelagem, não seria possível resolver analiticamente as equações diferenciais resultantes. Somente resoluções numéricas é que forneceriam soluções exatas. Esse tipo de solução é computacionalmente pesada, freqüentemente exigindo longos processos iterativos, além de co-processadores matemáticos para ter seu tempo de cálculo diminuído.

Segundo, como dispomos da curva de calibração do pneumotacógrafo, podemos determinar o fluxo passante através da diferença de pressão registrada, mesmo que o escoamento deixe de ser laminar.

E.2.Elementos restritivos capilares

Em muitas aplicações práticas da teoria do escoamento de fluidos, não se pode desprezar o atrito viscoso. Quando camadas adjacentes de fluido estão movendo-se uma em relação a outra, este é *retardado* pela força de cisalhamento, que tende a reduzir suas velocidades relativas.

Por hipótese, vamos supor que em uma dada região a velocidade do fluido se faça na direção x, e que este escoe em camadas paralelas ao plano xz, de tal forma que a velocidade de escoamento v_x só seja função de y (figura 36).

---

* A razão ρ/η é freqüentemente denominada *viscosidade cinemática*.

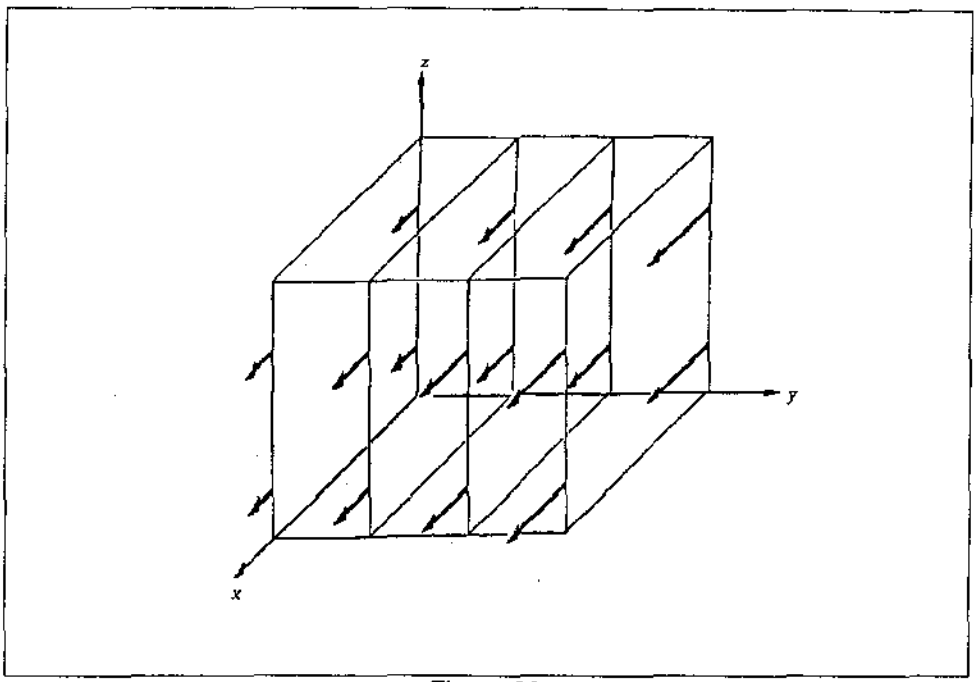

Figura 36
Distribuição de velocidades no movimento de um fluido viscoso.

Considere que o eixo *y* esteja orientado para a direita. Então, se $\frac{\partial v_x}{\partial y}$ for positivo, o atrito viscoso dará origem a uma força de cisalhamento F_x positiva, exercida da direita para a esquerda, ao longo da área A paralela ao plano xz. O *coeficiente de viscosidade* η é definido como a razão entre a tensão de cisalhamento e o gradiente de velocidade:

$$\eta = \frac{F_x/A}{\partial v_x/\partial y} \qquad \textbf{E.2.0.0.I.}$$

Quando a distribuição de velocidades não é tão simples, as tensões devido à viscosidade são mais difíceis de serem avaliadas.

Aplicando-se esta definição ao caso especial de *escoamento estacionário** de um fluido através de um tubo de seção transversal circular de raio *a*, vamos imaginar que o escoamento seja laminar, ou seja, o deslizamento se faz em lâminas. Nesta situação, as camadas são

* O fluxo e a pressão são constantes em cada ponto do meio.

cilíndricas e a velocidade em todos os pontos é paralela ao eixo do tubo, que foi escolhido como o eixo z. A velocidade v_z é função só de r, a distância do ponto ao eixo do tubo (figura 37).

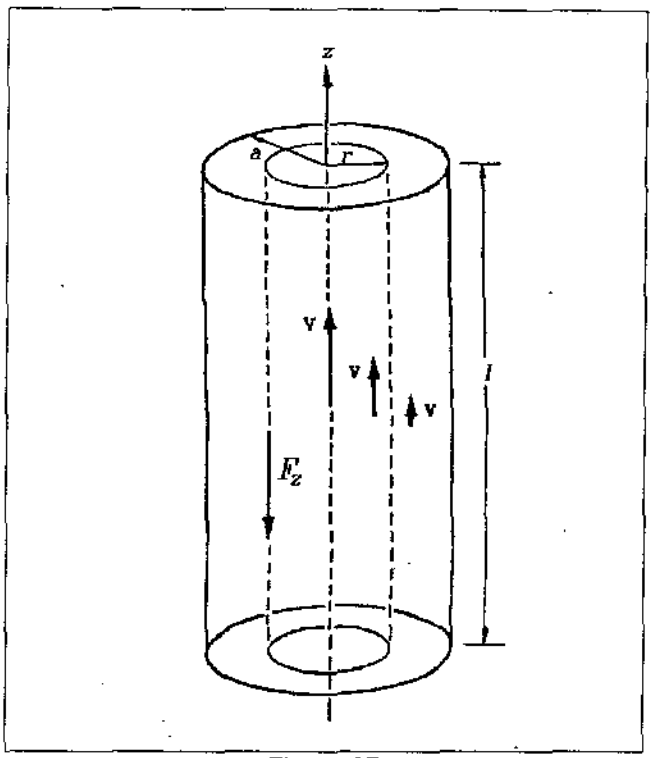

Figura 37
Escoamento laminar em um tubo.

Considerando-se um cilindro de raio r e altura l, sua área será dada por $A=2\pi rl$. De acordo com a equação E.2.0.0.I., a força exercida através da superfície do cilindro pelo líquido interno ao cilindro será

$$F_z=\eta(2\pi r\, l)\frac{dv_z}{dr} \qquad \textbf{E.2.0.0.II.}$$

Como o fluido neste cilindro não está acelerado, a força de atrito viscoso deverá ser contrabalançada pela *diferença de pressão* entre as duas extremidades do cilindro:

$$\Delta p(\pi r^2) + F_z=0 \qquad \textbf{E.2.0.0.III.}$$

onde Δp é a diferença de pressão entre estas duas, separadas por uma distância l, admitindo-se a premissa de que a queda de pressão seja uniforme na seção transversal do tubo.

As equações E.2.0.0.II. e E.2.0.0.III. podem ser combinadas, resultando em uma equação diferencial para v_z:

$$\frac{dv_z}{dr} = -\frac{r\,\Delta p}{2\eta l} \qquad \textbf{E.2.0.0.IV.}$$

Integrando-se a equação acima a partir do eixo do cilindro,

$$\int_{v_0}^{v_z} dv_z = -\frac{\Delta p}{2\eta l}\int_0^r r\,dr, \qquad \textbf{E.2.0.0.V.}$$

ou seja,

$$v_z = v_0 - \frac{a^2\Delta p}{4\eta l} \qquad \textbf{E.2.0.0.VI.}$$

onde v_0 é a velocidade no eixo do cilindro.

Embora seja discutível, pode-se admitir que a velocidade do fluido seja igual a zero nas paredes do tubo,

$$[v_z]_{r=a} = v_0 - \frac{a^2\Delta p}{4\eta l} = 0 \qquad \textbf{E.2.0.0.VII.}$$

então

$$v_0 = \frac{a^2\Delta p}{4\eta l}, \qquad \textbf{E.2.0.0.VIII.}$$

$$v_z = \frac{\Delta p}{4\eta l}(a^2 - r^2) \qquad \textbf{E.2.0.0.IX.}$$

O fluxo de massa* total através do tubo é

* *Quantidade de massa* que entra (ou sai) do sistema por unidade de tempo. Também denominado *fluxo mássico*. Em inglês, *mass-flow*.

$$I = \int\int \rho v_z \, dS = 2\pi\rho \int_0^a v_z \, r \, dr \qquad \textbf{E.2.0.0.X.}$$

sendo ρ é a densidade do fluido.

Substituindo na equação acima o resultado da equação E.2.0.0.VIII., e resolvendo-se a integral, tem-se:

$$\frac{I}{\rho} = \frac{\pi a^4 \Delta p}{8\eta l} \qquad \textbf{E.2.0.0.XI.}$$

Esta é a chamada *lei de Hagen-Poiseuille*. Ela permite não só a medição da *viscosidade* de um fluido, como também o *gradiente de pressão por unidade de comprimento* [SYM82]. Pode-se escrevê-la sob outra forma,

$$P_1 - P_2 = \dot{V} \frac{\eta 8 l}{\pi a^4} \qquad \textbf{E.2.0.0.XII.}$$

onde,

- P_1 é a pressão de entrada, e P_2 a de saída.

Fica evidente que a diminuição de pressão P_1-P_2 é proporcional não somente ao fluxo *volumétrico** $\dot{V}$, mas também à viscosidade η do gás e ao comprimento do tubo, sendo inversamente proporcional à quarta potência do diâmetro.

E.3.Elementos restritivos porosos

A tela metálica usada em nosso pneumotacógrafo deve ser considerada de acôrdo com a teoria de fluxos em materiais porosos. A relação que descreve esse fenômeno é conhecida como *lei de Darcy*, que para um *fluxo laminar* é expressa por [RIC61]:

$$\dot{V} = -\frac{kA}{\eta}\left(\frac{\partial P}{\partial L} + \rho g \operatorname{sen}\alpha\right) \qquad \textbf{E.3.0.0.I.}$$

onde,

* *Volume da massa* que entra (ou sai) do sistema por unidade de tempo. Em inglês, *volume-flow*.

- $\dot{V}$ é o fluxo,
- k é a *permeabilidade* da tela,
- A é a área total da tela,
- η é a viscosidade do fluido,
- ρ é a densidade do fluido,
- g a aceleração da gravidade,
- L é a expessura da tela,
- α é o ângulo que o fluxo faz com a horizontal.

A *permeabilidade* de um meio poroso é seu mais importante aspecto no que se refere ao fluxo. É a medida da *facilidade* com que este vai atravessá-lo: quando mais alta a permeabilidade, maior o escoamento do fluido através do meio.

No regime de fluxo estacionário, não há acúmulo de massa em nenhuma unidade de volume do conjunto. O fluxo de massa que entra no sistema é o mesmo que sai. Usaremos esta condição como hipótese em nossas equações.

Supondo o fluido *incompressível* em um regime de fluxo estacionário e isotérmico, não só o fluxo de massa que entra no sistema é o mesmo que o deixa, mas também o fluxo volumétrico é o mesmo. Neste caso, a própria equação E.3.0.0.I. rege o padrão do seu movimento.

Supondo agora que o meio tem uma permeabilidade uniforme e que o fluxo é paralelo à horizontal, pode-se separar as variáveis dP e dL, e integrar:

$$\Delta p = -\frac{\eta \varepsilon L}{k}\frac{\dot{V}}{A} \qquad \textbf{E.3.0.0.II.}$$

Ao fim de um exame, temos os registros instantâneos de fluxo ao longo do tempo expiratório. Pode-se então, através da expressão seguinte, determinar* o volume de ar expirado pelo paciente:

$$V_{expirado} = \sum_{i=0}^{t_{expiratório}} \dot{V}(\Delta p(t_i)) \qquad \textbf{E.3.0.0.III.}$$

* A menos de correções devidas à temperatura.

onde $t_{expiratório}$ é o tempo total expiratório.

Note-se que o fluxo aqui foi assumido laminar e o fluido, incompressível. É possível considerar também os *fluidos compressíveis*, como os gáses perfeitos.

A lei da conservação de massa exige que em um regime de fluxo estacionário, a massa de gás que entra em um determinado instante deve ser a mesma que a que sai. Para um fluxo de um gás perfeito em condições isotérmicas, a lei de Boyle pode ser usada para relacionar o fluxo volumétrico sob qualquer pressão, com o fluxo de massa:

$$P\dot{V} = \text{constante} \qquad \textbf{E.3.0.0.IV.}$$

Substituindo-se a equação acima na equação E.3.0.0.I., e supondo-se que o fluxo seja horizontal, o meio poroso homogênio e a viscosidade do gás constante, a equação resultante pode ser integrada, obtendo-se [RIC61]:

$$\dot{V} = \frac{kA(P_1^2 - P_2^2)}{2\eta g L P_2} \qquad \textbf{E.3.0.0.V.}$$

onde os índices 1 e 2 se referem ao valor da pressão de entrada e de saída, respectivamente, e g é a aceleração da gravidade. O cálculo do volume total é feito de maneira análoga à equação E.3.0.0.II.

Outras análises de fluxos através de telas metálicas, podem ser encontradas nos trabalhos de Keller [KELL63], Grootenhuis [GRO54], Carrothers e Baines [CAR65], Baines e Peterson [BAI51], Annand [ANN53], Cornell [COR58], Reynolds [REY69] e Davis [DAV64]. Uma excelente coletânea de artigos sobre mecânica dos fluidos foi editada por Streeter [STR61]. Outra obra interessante nessa área é a de Veenard e Street [VEN78].

Uma boa referência nas técnicas gerais de medição de fluxo é Delmée [DEL89].

Apêndice F: Unidades Físicas

Este apêndice descreve as unidades físicas empregadas nesta tese, e algumas propriedades dos gases, de interesse direto neste assunto.

F.1. Conjunto MLT

Normalmente, adota-se o conjunto **MLT** na análise dimensional das grandezas físicas. **M** representa a unidade de massa, **L** a unidade de comprimento e **T** a unidade de tempo. Assim, por exemplo, a grandeza *velocidade* tem dimensões de *comprimento* dividido por *tempo*, ou seja,

$$[\text{Velocidade}]=\frac{[\text{Comprimento}]}{[\text{Tempo}]}=\frac{L}{T} \qquad \textbf{F.1.0.0.I.}$$

F.2. Definição das unidade físicas adotadas

Procurou-se adotar neste trabalho o sistema internacional de unidades (**SI**), que define sete unidades básicas. Destas, quatro são indispensáveis nas técnicas de medição de fluxos:

- comprimento: *metro* (m)
- massa: *kilograma-massa* (kg)
- tempo: *segundo* (s)
- temperatura absoluta: *kelvin* (K).

Para a medição de diferenças de potencial em nosso circuito, empregou-se o *Volt* (V), e para corrente elétrica, o *Ampère* (A).

Seguem abaixo outras definições necessárias ao estudo de fluxos e suas medidas.

F.2.1. Força

No conceito mais amplo, *força* pode ser definida como sendo uma grandeza física de valor proporcional à variação no tempo, do *momento* do corpo. Ou seja,

$$\vec{F}=\frac{d(m\vec{v})}{dt} \qquad \textbf{F.2.1.0.I.}$$

onde,

- m é a massa do corpo no instante de tempo t,
- e $\vec{v}$ é o seu vetor velocidade no tempo t.

Quando a massa do corpo é constante,

$$\vec{F}=\frac{d(m\vec{v})}{dt}=m\frac{d\vec{v}}{dt}=m*\vec{a} \qquad \textbf{F.2.1.0.II.}$$

onde $\vec{a}$ é o vetor aceleração do corpo. Na notação **MLT**, força possue dimensão de

$$[F]=M\frac{L}{T^2} \qquad \textbf{F.2.1.0.III.}$$

No **SI**, a unidade de força é o *newton* (N). Um newton corresponde a uma força que imprime a um corpo de massa igual a 1 kilograma uma aceleração igual a 1 metro por segundo, em cada segundo. Assim, de acordo com a equação F.2.1.0.III.,

$$[F]_{SI}=kg*\frac{m}{s^2}=N \qquad \textbf{F.2.1.0.IV.}$$

No sistema **C.G.S.*** a unidade de força é o *dyna*:

$$[F]_{C.G.S.}=1\ \text{dyna}=1\ g*\frac{cm}{s^2}=10^5\ N \qquad \textbf{F.2.1.0.V.}$$

F.2.2.Massa específica

Também denominada *densidade* (ρ). É definida como a razão entre a massa de um corpo e o volume por ele ocupado. No conjunto **MLT**,

$$[\text{Massa específica}]=\frac{[\text{Massa total}]}{[\text{Volume ocupado}]}=\frac{M}{L^3} \qquad \textbf{F.2.2.0.I.}$$

A unidade de massa específica no SI é o kg/m^3,

$$[\rho]_{SI}=1\frac{kg}{m^3} \qquad \textbf{F.2.2.0.II.}$$

* Sistema de medida que tem como unidades básicas o centímetro (**L**), o grama (**M**) e o segundo (**T**).

No sistema C.G.S., a unidade de densidade é o g/cm^3:

$$[\rho]_{C.G.S.}=\frac{g}{cm^3}=10^{-3}\frac{kg}{m^3} \qquad \textbf{F.2.2.0.III.}$$

F.2.3. Vazão

É possível definir vazão em termos de *massa*, *volume* ou *peso*. Para nós, as duas primeiras são as que apresentam maior interesse.

F.2.3.1. Vazão em massa

*Vazão em massa** ($\dot{V}_m$) é a quantidade de massa que flui por um determinado ponto, a cada unidade de tempo. Assim,

$$[\text{Vazão em Massa}]=\frac{M}{T} \qquad \textbf{F.2.3.1.I.}$$

No SI, temos

$$[\dot{V}_m]_{SI}=\frac{kg}{s} \qquad \textbf{F.2.3.1.II.}$$

E no sistema C.G.S.,

$$[\dot{V}_m]_{C.G.S.}=\frac{g}{s} \qquad \textbf{F.2.3.1.III.}$$

F.2.3.2. Vazão em volume

*Vazão em volume*** ($\dot{V}_v$) é o volume ocupado por uma massa que passa por um certo ponto, a cada unidade de tempo.

$$[\text{Vazão em Volume}]=\frac{L^3}{T} \qquad \textbf{F.2.3.2.I.}$$

---

* Também conhecida como *fluxo de massa* ou *fluxo mássico*. Em inglês, *mass-flow*.

** Chamada também de *fluxo volumétrico*. Em inglês, *volume-flow*.

Em relação ao **SI**, temos:

$$[\dot{V}_v]_{SI}=\frac{m^3}{s} \qquad \textbf{F.2.3.2.II.}$$

No sistema **C.G.S.** temos o cm^3/s.

$$[\dot{V}_v]_{C.G.S.}=\frac{cm^3}{s} \qquad \textbf{F.2.3.2.III.}$$

Unidades de escolha em espirometria são o *litro por segundo* (l/s) e o *litro por minuto* (l/min):

$$1\frac{l}{s}=1000\frac{cm^3}{s}=0{,}001\frac{m^3}{s}=60\frac{l}{min} \qquad \textbf{F.2.3.2.IV.}$$

F.2.4. Unidades de pressão

Define-se pressão como o quociente entre uma força e a área sobre a qual esta é aplicada. Usando-se a notação **MLT**,

$$[\text{Pressão}]=\frac{[\text{Força}]}{[\text{Área}]}=\frac{M}{LT^2} \qquad \textbf{F.2.4.0.I.}$$

A unidade de pressão no **SI** é o *pascal* (Pa). O pascal é a pressão exercida por uma força de módulo igual a 1 newton, uniformemente distribuida sobre uma superfície plana de área igual a 1 metro quadrado, perpendicular à direção da força.

Outras unidades de pressão também são utilizadas:

- *libra por polegada quadrada* (P.S.I.). É a pressão exercida sob uma área quadrada de uma polegada de aresta, quando submetida a uma força de uma libra.

$$1 \text{ P.S.I.}=6{,}89473 \text{ kPa} \qquad \textbf{F.2.4.0.II.}$$

- *milímetro de mercúrio* (mmHg). É a relação entre a força exercida por uma coluna de mercúrio, e a área sob a qual essa força está aplicada. Normalmente especifica-se a que temperatura o mercúrio se encontra, pois seu peso específico se modifica por aquele fator, resultandos em uma variação da altura da coluna para uma mesma superfície.

$$1 \text{ mmHg}_{(0^\circ C)}=133{,}322 \text{ Pa} \qquad \textbf{F.2.4.0.III.}$$

- *milímetro de água* (mmH_2O). Possui definição análoga à do milímetro de mercúrio.

$$1\ mmH_2O_{(0^\circ C)}=9{,}80665\ Pa \qquad \textbf{F.2.4.0.IV.}$$

F.2.5. Unidades de viscosidade

A viscosidade é uma característica importante em qualquer projeto de medidores de fluxo, uma vez que é um dos valores usados no cálculo do número de Reynolds (vide seção E.1., pág. 101).

F.2.5.1. Viscosidade dinâmica ou absoluta

A *viscosidade absoluta* pode ser definida como sendo a resistência que o fluido oferece ao deslocamento de suas partículas, em relação às outras.

No **SI**, a unidade de viscosidade é o *pascal*segundo* (Pa*s), também conhecido como *poiseuille* (P_L). O Pa*s é a viscosidade dinâmica de um fluido tal que, sob uma tensão tangencial constante e igual a 1 pascal, a velocidade adquirida pelo fluido diminue à razão de 1 metro por segundo, por metro de afastamento na direção perpendicular ao plano de deslizamento. Em termos do conjunto **MLT**,

$$[\text{Viscosidade absoluta}]=[\text{Pressão}]*[\text{Tempo}]=\frac{M}{LT} \qquad \textbf{F.2.5.1.I.}$$

No sistema **C.G.S.**, a unidade de viscosidade absoluta é o *poise*:

$$[\rho]_{C.G.S.}=\text{poise}=1\,\frac{\text{dyna}*s}{cm^2}=1\,\frac{\text{grama}}{cm*s}=100\ cp\ (\textit{centipoise}) \qquad \textbf{F.2.5.1.II.}$$

Em relação ao SI, temos:

$$[\rho]_{SI}=1\ Pa*s\ (\text{ou}\ P_L)=10\ \text{poise}=1000\ cp\quad \text{ou}\quad 1\ cp=0{,}001\,\frac{kg}{m*s} \qquad \textbf{F.2.5.1.III.}$$

A viscosidade absoluta, tal qual a massa específica, é uma grandeza própria de cada fluido. Para líquidos, ela *diminui* com a temperatura mas é praticamente independente da pressão. Já para os gases, a viscosidade *aumenta* com a temperatura.

F.2.5.2. Viscosidade cinemática

A viscosidade cinemática de um fluido ν é a relação entre a viscosidade absoluta η e a massa específica ρ do fluido, à mesma temperatura:

$$\nu=\frac{\eta}{\rho} \qquad \textbf{F.2.5.2.I.}$$

No conjunto **MLT**,

$$[\text{Viscosidade cinemática}]=\frac{[\text{Viscosidade absoluta}]}{[\text{Massa específica}]}=\frac{L^2}{T} \qquad \textbf{F.2.5.2.II.}$$

A unidade de viscosidade cinemática no **SI** é o m^2/s. No sistema **C.G.S.**, a unidade é denominada *stokes* (em homenagem a *Sir* G.G. Stokes):

$$[\rho]_{C.G.S.}=1 \text{ stokes}=1\,\frac{cm^2}{s} \qquad \textbf{F.2.5.2.III.}$$

F.2.5.3. Viscosidade absoluta de um gás

Para vários gases, suas viscosidades absolutas podem ser avaliadas usando-se a *fórmula de Sutherland* [WHIT74] [DEL89]:

$$\eta_t=\eta_0\left(\frac{273+t}{273}\right)^{3/2}\left(\frac{273+C_n}{273+C_n+t}\right) \qquad \textbf{F.2.5.3.I.}$$

onde,

- η_t é a viscosidade absoluta a temperatura t (° C),
- η_0 é a viscosidade absoluta a 0 °C,
- t é a temperatura em °C,
- C_n é uma temperatura característica do gás, denominada de *temperatura de Sutherland* (vide tabela 15) [DEL89] [WHIT74].

Tabela 15

Temperatura de Sutherland para alguns gases.

Gás	Fórmula química	Viscosidade η_0 (μpoise)	C_n (° C)	Limites de utilização (°C)
Dióxido de Carbono	CO_2	139,0	254	20 a 280
Ar	Mistura	170,8	125	15 a 800
Oxigênio	O_2	189	125	15 a 800
Nitrogênio	N_2	166	105	20 a 800

F.2.5.4. Viscosidade absoluta de uma mistura de gases

As aproximações para a viscosidade dos gases dada pela equação D.2.0.0.I., só são válidas em intervalos muito pequenos de temperatura, e baixo número de componentes.

No caso geral de medição da viscosidade de gases em faixas abrangentes de temperatura, e grande número de componentes, deve-se usar a *equação de Herning-Zipperer* [WHIT74] [DEL89]:

$$\eta_{(\text{mistura})} = \frac{\sum_{i=1}^{k} \lambda_i * \eta_i * \sqrt{m_i t_i}}{\sum_{i=1}^{k} \lambda_i * \sqrt{m_i t_i}} \qquad \text{F.2.5.4.I.}$$

onde,

- k é o número de componentes da mistura,
- λ_i é a porcentagem de cada constituinte em relação à mistura total,
- η_i é a *viscosidade absoluta* de cada componente, na temperatura da mistura (em μpoise),
- m_i é o *peso molecular* do componente i,
- t_i é a *temperatura crítica** de cada constituinte em K,
- e $\eta_{(\text{mistura})}$ é a viscosidade da mistura em μpoise.

F.3. Prefixos de grandezas e seus símbolos

A tabela 16 indica os prefixos literais usados no registro de grandezas físicas, bem como seu valor e símbolo.

* Em um diagrama pressão *versus* volume (PV) de um gás, variando-se a temperatura e o volume, pode-se obter um estado no qual não existe distinção entre o vapor saturado e seu precipitado líquido. Neste ponto, é registrada a temperatura crítica [PLA90].

Tabela 16

Prefixos multiplicativos mais comuns.

Prefixos multiplicativos maiores que 1			Prefixos multiplicativos menores que 1		
Símbolo	Nome	Valor	Símbolo	Nome	Valor
da	Deca	10	m	mili	10^{-3}
h	Hecto	10^{2}	μ	micro	10^{-6}
M	Mega	10^{6}	η	nano	10^{-9}
G	Giga	10^{9}	p	pico	10^{-12}
T	Tera	10^{12}	f	femto	10^{-15}

Bibliografia

[AMER87] American Thoracic Society. *Standardization of Spirometry - 1987 Update.* Am. Rev. Resp. Disease 1987, 136:1285-1298.

[ANN53] Annand, W.J.D., *The Resistance to Air Flow of Wire Gauzes.* Journal of the Royal Aeronautical Society 1953, 57:141-146.

[ANT88] Antoine, C., *C.R. Acad. Sci. Paris* 107, 681, 836, 1143. 1888.

[BAI51] Baines, W.D., Peterson, E.G., *An Investigation of Flow Through Screens.* Transactions of the ASME 1951, 467-480.

[BAK69] Baker, L.E., Hill, D.W., *The Use of Impedance Techniques for the Monitoring of Respiratory Pattern during Anaesthesia.* British Journal of Anaesthesia 1969, 41, 2-17.

[BELL89] Bellia et al., *Peak Flow Records in Asthma: Evaluation of an Algorithm for the Interpretation of Patterns.* European Respir. Journal 1989, 2, Suppl. 6, 532s-535s.

[BIN61] Binder, R.C., *Flow Measurement* - in Handbook of Fluid Dynamics Cap. 16. Primeira edição, McGraw-Hill Book Company, Inc., 1961.

[BOU84] Boublik, T., Fried, V., Hála, E., *The Vapour Pressure of Pure Substances.* Segunda edição, editora Elsevier, 1984.

[BOU86] Bouwens, A.J., *Digital Instrumentation.* McGraw-Hill Kogakusha, Singapure. 1986.

[CAR74] Carvalho, A.P., Costa, A.F., *Circulação e Respiração - Fundamentos da Biofísica e Fisiologia.* Gráfica da Universidade Federal do Rio de Janeiro (UFRJ), Rio de Janeiro, RJ, 1974.

[CAR65] Carrothers, P.J.G., Baines, W.D., *Forces on Screens Inclined to a Fluid Flow.* Transactions of the ASME: Journal of Fluid Engineering 1965, 116-117.

[CHER72] Cherniack, R., Cherniack, L., Naimark, A. *Respiration in Health and Disease.* W.B. Saunders Company, USA. 1972.

[CHER77] Cherniack, R.M. *Pulmonary Function Testing.* W.B. Saunders Company, USA. 1977.

[CLA89] Clausen, J.L., *Prediction of Normal Values in Pulmonary Function Testing.* Clinics in Chest Medicine - Pulmonary Function Testing 1989, 10, 2, 135-143.

[COA87] Coady, T.J., *Flow Volume Curves: Selected Case History.* Vitalograph Ltd., Buckingham, England, 1987.

[COBB74] Cobbold, R.S.C, *Transducers for Biomedical Measurements: Principles and Applications.* John Wiley & Sons, USA. 1974.

[COC83] Pincock, A.C., Miller, M.R., *The Effect of Temperature on Recording Spirograms.* Am. Rev. Resp. Disease 1983, 128:894-898.

[COM62] Comroe et al., *The Lung - Clinical Physiology and Pulmonary Function Tests.* Year Book Medical Publishers, Inc., Chicago, Illinois, USA. 1962.

[COR58] Cornell, W.G., *Losses in Flow Normal to Plane Screens.* Transactions of the ASME 1958, 80,4: 791-799.

[DAV64] Davis, G.V., *The Flow of Air Through Wire Screens* - in Proceedings of the First Australasian Conference 1964, The Macmillan Company.

[DEL89] Delmée, G.J., *Manual de Medição de Vazão.* Segunda edição, editora Edgard Blücher Ltda., 1989.

[DICK71] Dickman et al., *Spirometric Standards for Normal Children and Adolescents (age 5 years through 18 years).* Am. Rev. Resp. Disease 1971, 104, 680-687.

[DOE83] Doebelin, E.O., *Dynamic Analysis and Feedback Control.* McGraw-Hill, New York, USA. 1983.

[ENG62] Engström, C.G., Norlander, O.P., *A New Method for Analysis of Respiratory Work by Measurements of the Actual Power as a Function of Gas Flow, Pressure and Time.* Acta Anaesth. Scandinav. 1962, 6, 49-55.

[EST91] *EUA registram 4,6 mil mortos de asma por ano.* Jornal "O Estado de São Paulo", edição de 8 de Fevereiro de 1991, página 14.

[FLE25] Fleish, A., *Der Pneumotachograph: ein Apparat zur Geschwindigkeitsregistrierung der Atemluft.* Pflügers Arch. ges. Physiol. 1925, 209, 713-722.

[FIN72] Finucane, K.E., Egan, B.A., Dawson, S.V., *Linearity and Frequency Response of Pneumotacographs.* J. Appl. Physiology 1972, 32(1), 121-126.

[FRY57] Fry et al., *Evaluation of Three Types of Respiratory Flowmeters.* J. Appl. Physiology 1957, 10(2), 210-214.

[FRY60] Fry, D.L., Hyatt, E.R., *Pulmonary Mechanics: A Unified Analysis of the Relationship Between Pressure, Volume and Gasflow in the Lungs of Normal and Diseased Human Subjects.* Am. J. Medicine 1960, 29, 672-689.

[FRY66] Fry, D.L., Hoss Jr., John, *Survey of Flow Detection Techniques.* Methods in Medical Research 1966, 11, 50-69.

[GAR87] Garbe, B.R., Chapman, T.T., *The Simple Measurement of Lung Ventilation.* Vitalograph Ltd., Buckingham, England, 1987.

[GAR89] Gardner, R.M., Crapo, R.O., Nelson, S.B., *Spirometry and Flow-Volume Curves.* Clinics in Chest Medicine - Pulmonary Function Testing 1989, 10, 2, 145-154.

[GLIN80] Glindmeyer III, H.W., *A Portable, Ajustable Forced Vital Capacity Simulator for Routine Spirometer Calibration.* Am. Rev. Resp. Disease 1980, 121:599-603.

[GLIN81] Glindmeyer III, H.W., *Predictable Confusion.* J. Occup. Medicine 1981, 23(12), 845-849.

[GOLD90] Goldberger, A.L., Rigney, D.R., West, B.J., *Chaos and Fractals in Human Physiology.* Scientific American 1990, 262, 2, 34-41.

[GUN70] Gundersen, J., *Twin Thermocouples for Registration of Breathing-rate.* Scand. Journal of Clinical & Laboratory Investigation 1970, 25, 1, 299-301.

[GREN66a] Grenvik, A., Hedstrand, U., *The Reliability of Pneumotacography in Respiratory Ventilation.* Acta Anaesth. Scandinav. 1966, 10, 157-167.

[GREN66b] Grenvik, A., Hedstrand, U., Sjögren, H., *Problems in Pneumotacography.* Acta Anaesth. Scandinav. 1966, 10, 147-155.

[GRO54] Grootenhuis, P. *A Correlation of the Resistance to Air Flow of Wire Gauzes.* Proceedings of the Institute of Mechanical Engineers 1954, 168, 837-846.

[HANK86] Hankinson, J.L. *Pulmonary Function Testing in the Screening of Workers: Guidelines for Instrumentation, Performance and Interpretation.* J. Occup. Medicine 1986, 28:1081-1092.

[HER66] Herzog, P., Norlander, O.P., *A Precision Method for the Dynamic Volume-Flow Calibration during Pneumotacography.* Acta Anaesth. Scandinav. Suppl. 1966, 26, 119-126.

[HIL70] Hill, D.W., *Electronic Measurement Techniques in Anaesthesia and Surgery.* 1970. Butterworths, London, England.

[HOB67] Hobbes, A.F.T., *A Comparison of Methods of Calibrating the Pneumotacographer.* British Journal of Anaesthesia 1967, 39, 899-907.

[HOL70] Holman, J.P., *Experimental Methods for Engineers.* McGraw-Hill Book Company, 1970.

[INTEL90] *16/32-bit Embedded Processors Handbook: 80188 Data Sheet.* Intel Corp. 1990, order number 270647.

[KAR82] Karandeyev, K. *Bridge and Potentiometers Methods of Eletrical Measurements*. Mir Publishers, Moscow, 1982.

[KELL63] Keller, J.B., *Viscous Flow Through a Grating or Lattice of Cylinders.* Journal of Fluid Mechanics 1963, 18, 94-96.

[KER67] Kern, R.A., *Evaluation of the Expiratory Peak Flow Rate.* The American Journal of the Medical Sciences. August, 1967, 189- 191.

[KNUD83] Knudson et al., *Changes in the Normal Maximal Expiratory Flow-Volume Curve with Growth and Aging.* Am. Rev. Resp. Disease 1983, 127:725-734.

[KOR61] Kory et al., *The Veterans Administration-Army Cooperative Study of Pulmonary Function, 1, Clinical Spirometry in Normal Men.* Am. J. Medicine 1961, (30), 243-258.

[KUP73] Kuperman, A.S., Riker, J.B., *The Predicted Maximal Mid-Expiratory Flow.* Am. Rev. Resp. Disease 1973, 107:231- 238 .

[LEM82] Lemen, R.J., Gerdes, C.B., Wegman, M.J., Perrin, J.K., *Frequency Spectra of Flow and Volume Events for Forced Vital Capacity.* J. Appl. Physiology Respirat. Environ. Exercise Physiol. 1982, 53(4): 977-984.

[LEU55] Leuallen, E.C., Fowler, W.S., *Maximum Mid-Expiratory Flow.* Am. Rev. Tuberculosis 1955, 72, 783-800.

[LEV78] Leventhal, L.A., *8080A-8085 Assembly Language Programming.* Osborne-McGraw Hill, 1978.

[LIL50] Lilly, J.C., *Flow Meter for Recording Respiratory Flow of Human Subjects.* Methods in Medical Research 1950, 2, 113-121.

[LIN67] Lindal et al., *A Re-evaluation of Normal Pulmonary Function Measurements in the Adult Female.* Am. Rev. Resp. Disease 1967, 95:1061-1064.

[LOR69] Lord et al., *The Maximum Expiratory Flow-Volume in the Evaluation of Patients with Lung Disease: a Comparative Study with Standard Pulmonary Function Tests.* Am. J. Medicine 1969, 46(1), 72-79.

[McF72] McFadden, E.R. Jr., Linden, D.A., *A Reduction in Maximum Mid-Expiratory Flow Rate.* Am. J. Medicine 1972, 52, 725-737.

[MEM90] *Memory Handbook: 27256/87256 Production and UV Erasable PROMs Data Sheet.* Intel Corp., 1990, order number 210830.

[MICRO90] *Microcommunications Handbook: 8255A/8255A-2 Programmable Peripheral Interface/8251A Programmable Communication Interface Data Sheet.* Intel Corp., 1990, order number 231658.

[MIL59] Miller, W.F., Johnson, R.L., Jr., Wu, N., *The Relationships Between Fast Vital Capacity and Various Timed Expiratory Capacities.* J. Appl. Physiology 1959, 14, 157-163.

[MOT89] *MPX2010 Technical Data.* Motolora, Inc., 1989. Data Sheet number MPX2010/D.

[MÜL68] von Müller, E., Thumulla, E., *Ein Eletronischer Pneumotachograf und Siene Klinische Anwendung.* Dtsch. Gesundh.- Wes. 1968, 23, 563-568.

[NEL90] Nelson et al., *Performance Evaluation of Contemporary Spirometers.* Chest 1990, 97, 2, 288-297.

[NUN87] Nunn, J.F., *Applied Respiratory Physiology.* Terceira edição, Butterworth & Co. (Publishers) Ltd. 1987.

[OSB74] Osborne, A.G., Douslin, D.R. Journal of Chem. Eng. Data 19, 114. 1974.

[PEA77] Peatman, J.B., *Microcomputer-Based Design.* McGraw-Hill Kogakusha, Tokyo, Japan. 1977.

[PLA90] Planck, M. *Treatise on Thermodynamics.* Terceira edição, Dover Publications, Inc., 1990.

[POL62] Pols, W.M., *Pneumotachography.* Acta Anaesth. Scandinav., Suppl. XI, 1962, 171-179.

[POL71] Polgar, G., Promadhat, V., *Pulmonary Function Testing in Children: Techniques and Standards.* W.B. Saunders Co., Philadelphia 1971, Tabela 44, página 254.

[REY83] Reynolds, O., *An Experimental Investigation of the Circunstances which Determine whether the Motion of Water Shall be Direct or Sinous and of the Law of Resistance in Parallel Channels.* Phill. Trans. Roy. Soc., 1883, Vol. 174, Parte III, p. 935.

[REY69] Reynolds, A.J., *Flow Detection By Gauze Screens.* Journal of Mechanical Engineering Science 1969, 11:290-294.

[RIC61] Richardson, J.G., *Flow Through Porous Media* - in Handbook of Fluid Dynamics Cap. 16. Primeira edição, McGraw-Hill Book Company, Inc., 1961.

[RIG78] Rigatto, M., *Conceitos Atuais em Respiração.* Fundo Editorial Byk-Procienx, São Paulo, SP. 1978.

[RUP82] Ruppel, G., *Manual of Pulmonary Function Testing.* The C.V. Mosby Company, St. Louis, USA. 1982.

[SBPT91] *Vias Aéreas.* Boletim da Sociedade Brasileira de Pneumologia e Tisiologia, ano VI, nº 1, 1991.

[SCH73] Schmidt et al., *Spirometry Standards for Healthy Elderly Men and Women.* Am. Rev. Resp. Disease 1973, 108, 933-939.

[SHI89] Shim, C., *Response to Bronchodilators.* Clinics in Chest Medicine - Pulmonary Function Testing 1989, 10, 2, 155-164.

[SIE81] *Microcomputers Components - SAB 8086 Microcomputer System. User's Manual.* Siemens/Intel Corp. 1981.

[SILV50] Silverman, L., Whittenberger, J.L., *Clinical Pneumotacography.* Methods in Medical Research 1950, 2, 104-112.

[SOB79] Sobol, B.J, Sobol, P.G., *Per cent of Predicted as the Limit of Normal Pulmonary Function Testing: a Statistically Valid Approach.* Thorax 1979, 34, 1-3.

[STE75] Steven et al., *Clinical Pulmonary Function Testing.* Pulmonary Disease Division, Department of Medicine, University of Utah College of Medicine. 1975.

[STR61] Streeter, V.L. (Editor), *Handbook of Fluid Dynamics.* Primeira edição, McGraw-Hill Book Company, Inc., 1961.

[SWA82] Swartz et al., *Temperature Compensation Methods for the Motorola X-ducer Pressure Sensor Element.* AN- 840 Application Note, Motorola Semiconductor Products, Inc., 1982.

[SYM82] Symon, K.R., *Mecânica.* Terceira edição, editora Campus, 1982.

[TIFF52] Tiffeneau, R., Drutel, P., *L' éppreuve du Cycle Respiratoire Maximum pour l'etude Spirographique de la Ventilation Pulmonaire.* Presse Medicale, 60:640, 1952.

[TOR87] Torzala, T., *Ventilator Performance Testing.* Medical Eletronics, June 1987.

[TUR73] Turney, S.Z., Blumenfeld, W., *Heated Fleish Pneumotacograph: a Calibration Procedure.* J. Appl. Physiology 1973, 34(1), 117-121.

[VEN78] Vennard, J.K., Street, R.L., *Elementos de Mecânica dos Fluidos.* Quinta edição, editora Guanabara Dois, 1978.

[WAT74] Watanabe et al., *Airway Responsiveness to a Bronchodilator Aerosol.* Am. Rev. Resp. Disease. 1974, 109:530-537.

[WEB78] Webster et al., *Medical Instrumentation - Application and Design.* Houghton Mifflin Conpany, 1978.

[WES78] West, J.B., *Ventilation/Blood Flow and Gas Exchange.* Blackwell Scientific Publications, 1978.

[WHEL66] Whelpton, D.J., Watson, B.W., *A Respiration Integrator.* British Journal of Anaesthesia 1966, 38, 223-227.

[WHIT74] White, F.M., *Viscous Fluid Flow.* McGraw-Hill Book Company, Inc., 1974.

[YEH87] Yeh, M.P, Adams, T.D., Gardner, R.M., Yanowitz, F.G., *Turbine Flowmeter vs. Fleish Pneumotachometer: A Comparative Study for Exercise Testing.* J. Appl. Physiology 1987, 63(3), 1289-1295.

[YOUNG86] Young, E.C., *Dictionary of Eletronics.* Penguin Reference, 1986.